

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Reinhard Hickel

Dentale Komposite im Kausimulator. Eine neue Methode der Drei-Körper-
Verschleiß-Simulation

Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Alexander David Paul Bock
aus Köln
2019

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: PD Dr. Christoph Görlach
PD Dr. Bogna Stawarczyk

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 09.05.2019

Hinweis:

Die im nachfolgenden Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.

Inhaltsverzeichnis

Einleitung.....	2
Literaturübersicht.....	4
Tribologie - Klassifikation von Verschleißverhalten	4
Adhäsion.....	4
Abrasion	5
Oberflächenzerrüttung.....	5
Tribochemischer Verschleiß.....	6
Terminologie des Verschleißes in der Zahnmedizin	6
Attrition.....	7
Abrasion	7
Erosion.....	8
Kräfte im Kausimulator.....	8
Drei-Körper-Verschleiß: Eine Überblick der bedeutendsten Methoden.....	9
Die Anfänge der Verschleißsimulation.....	9
ACTA-Verschleiß-Maschine.....	10
Die Auswahl des Abrasivmediums.....	11
Minnesota-Kausimulator.....	12
Zürich-Methode.....	14
Omaha-Kausimulator.....	15
Oregon Health Sciences University Kausimulator.....	16
Nijmegen-rub and roll.....	18
Erlangen/München-Kausimulator.....	19
Komposite.....	23
Polymerisationsinitiatoren.....	23
Silan.....	24
Einteilung nach Füllkörpern.....	24
Traditionelle Komposite (I)	24

Homogen mikrogefüllte Komposite (II).....	25
Heterogen mikrogefüllte Komposite (III).....	25
Hybrid Komposite (IV).....	26
Einteilung nach Rheologie.....	27
Einteilung nach der organischen Matrix	28
Bulk Fill Komposite.....	30
Ziele und Hypothesen.....	32
Material und Methode	33
Verschleißsimulation.....	35
Prüfkörperherstellung	40
Verschleißmessung.....	41
Ergebnisse.....	45
Unterschiedshypothesen.....	46
REM-Analyse der Kompositproben	52
Tetric Evo Ceram (Abbildungen 21-24).....	52
Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Abbildungen 25-26).....	55
Tetric Evo Flow (Abbildungen 27-30).....	56
SDR (Abbildungen 31-34).....	59
Tetric Evo Flow Bulk Fill (Abbildungen 35-36).....	62
Ceram X (Abbildungen 37-38).....	63
Filtek XTE Supreme (Abbildungen 41-42).....	66
Darstellung der Füllkörper.....	68
Filtek Bulk Fill (Abbildung 43).....	68
Ceram X (Abbildung 44).....	68
SDR (Abbildung 45).....	69
Diskussion	71
Material und Methode.....	71
Kausimulation.....	77
REM-Bilder-Analyse.....	79

Ergebnisse der Komposite.....	80
Durafill.....	82
Tetric Evo Ceram.....	83
Vergleich zu ACTA-Daten.....	87
Schlussfolgerung.....	89
Zusammenfassung.....	90
Literaturverzeichnis.....	92
Danksagung.....	104
Eidesstattliche Versicherung	107

Einleitung

Dentale Komposite haben sich als die Füllungsmaterialien der Wahl in der modernen Zahnmedizin etabliert. Zahlreiche Studien über ihre Tauglichkeit als direkte Füllungen sind in den letzten Jahrzehnten durchgeführt worden. Neben der Bildung von Randspalten und der Haftfestigkeit im Zusammenspiel mit diversen Dentinadhäsiven, hat sich der Verschleiß als ein guter Indikator für die Qualität von Kompositen, vor allem im Seitenzahnbereich, bewährt. Da die Hersteller immer wieder neue Zusammensetzungen von Füllkörpern und unterschiedlichen Kunststoffmatrices auf den Markt bringen, ist die Notwendigkeit erwachsen, die neuen Materialien auch möglichst rasch und effektiv testen zu können, um so ihre Tauglichkeit im Alltagsbetrieb einschätzen zu können.

Klinische Studien sind der Goldstandard für die Testung eines Materials. Durch die Komplexität des menschlichen Kauvorganges sind In-vitro Studien den In-vivo Studien letztendlich immer unterlegen. Erstere sind aber kosteneffektiver und zeitsparender durchzuführen und können grobe Differenzen zwischen unterschiedlichen neuen Materialien und vor allem dessen Schwachstellen herausstellen, bevor diese in klinischen Studien Verwendung finden.

In den letzten 30 Jahren wurden eine Reihe von Kausimulatoren entwickelt, um die Testung von dentalen Restaurationsmaterialien möglichst reproduzierbar und effektiv zu gestalten. Eine Vielzahl von Arbeiten untersuchte den Verschleiß eines Werkstoffes gegen einen Antagonisten ohne Zwischenmedium. Dieser als Zwei-Körper-Verschleiß bezeichnete Versuch kann aber die Komplexität des Kauvorganges im feuchten, warmen Milieu der Mundhöhle nicht zufriedenstellend nachbilden. Auch wird in dieser Simulation die Interaktion der Materialien mit dem gekauten Substrat nicht berücksichtigt. Das Hinzufügen eines Zwischenmediums, um den menschlichen Kauvorgang exakter nachzubilden, war daher der nächste logische Schritt.

Das Ziel der vorliegenden Studie war das testen von verschiedenen dentalen Kompositen, sowohl im Zwei-Körper- als auch im Drei-Körper-Verschleiß. Besonderes Augenmerk wurde auf die Entstehung des Tribofilms in beiden Verschleißversuchen und die Vermeidung dessen gelegt. Die Drei-Körper-Verschleiß-Versuchsaufbauten sollten eine Entstehung des Tribofilms vermeiden und einen direkten Antagonisten-Probenkontakt zulassen.

Literaturübersicht

Tribologie - Klassifikation von Verschleißverhalten

Die Tribologie ist definiert als:“...die Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung. Sie umfasst das Gesamtgebiet von Reibung und Verschleiß, einschließlich Schmierung, und schließt entsprechende Grenzflächenwechselwirkungen sowohl zwischen Festkörpern als auch zwischen Festkörpern und Flüssigkeiten oder Gasen ein.“ (Deters, L.; Fischer, A. et al. 2002).

Grundsätzlich können vier verschiedene Formen des Verschleißes, also des Verlustes an Substanz, unterschieden werden (Kunzelmann, KH; 1996):

- Adhäsiiver Verschleiß (Adhäsion)
- Abrasiver Verschleiß (Abrasion)
- Ermüdungsverschleiß/Oberflächenzerrüttung (Fatigue)
- Tribochemischer Verschleiß (Korrosion)

Adhäsion

Die Adhäsion tritt auf, wenn sich zwei Materialien in Kontakt gegeneinander bewegen und sich dabei die Oberflächen kaltverschweißen. Beim Abscheren wird Substanz von einem zum anderen Material übertragen, abhängig von der Größe der sich berührenden Flächen. Diese Verschleißform ist in der Zahnmedizin unbedeutend, da der Speichel als Schmierfilm agiert.

Abrasion

Diese Form des Verschleißes entsteht, wenn harte Oberflächen mit weichen Oberflächen zusammentreffen. Roulet (1976) unterscheidet grundlegend zwischen Zwei-Körper-Verschleiß und Drei-Körper-Verschleiß. Ersteres bezieht sich auf zwei Körper, die dadurch verschleifen, dass das abrasive Medium auf der Oberfläche eines oder beider Körper liegt oder beim Verschleiß eines oder beider Körper gebildet wird. Der Drei-Körper-Verschleiß involviert ein drittes Medium, das zwischen den beiden Körpern liegt und abrasives Material enthält. Abrasion bewirkt Substanzverlust durch die Grundmechanismen "Mikropflügen" (engl.: microploughing), "Mikrospanen" (engl.: microcutting), "Mikroermüden" (engl.: microfatigue) und "Mikrobrechen" (engl.: microcracking). Zwischen den einzelnen Mechanismen besteht ein fließender Übergang (Kunzelmann 1996).

Mikroploughing sorgt zunächst für eine alleinige plastische Deformation der Oberfläche ohne Substanzabtrag. Erst nach wiederholter Verformung kommt es zu einer Ermüdung des Materials und daher zu **microfatigue**. **Microcutting** hingegen trägt durch Abscherung direkt Substanz von der Oberfläche ab. **Microcracking** bezieht sich auf spröde Werkstoffe, die unter Krafteinwirkung sofort brechen und über Rissbildung mehr Material verlieren als tatsächlich vom Gegenkörper abgetragen wird (Kunzelmann 1996). Eine Übersicht über die geschilderten Mechanismen liefert Abbildung (1).

Oberflächenzerrüttung

Wenn ein Material über ein anderes gleitet, entsteht eine sogenannte Kompressionszone. Um diese Zone entstehen Mikrorisse, die nach weiterer Belastung schlussendlich für den Verlust von Partikeln sorgen, um welche sich die

Risse gebildet hatten. Dieses verlorene Material kann nun auf der Oberfläche verbleiben und zu Drei-Körper-Verschleiß führen (Zum Gahr, 1987).

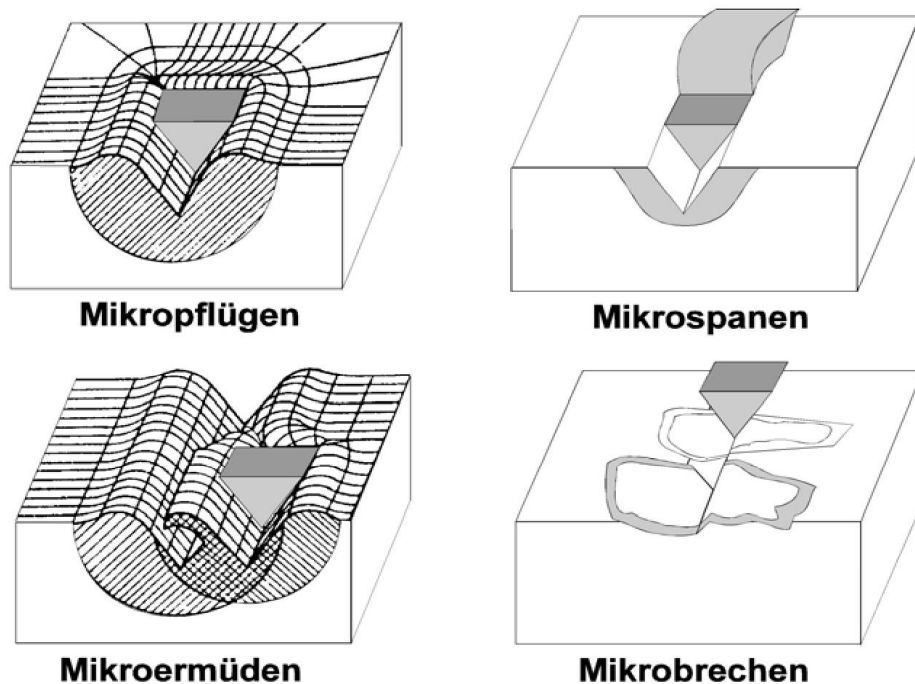


Abbildung 1: Die Vier Grundmechanismen des abrasiven Verschleißes nach Zum Gahr (1992)

Tribochemischer Verschleiß

Sollte durch eine chemische Reaktion, zum Beispiel Oxidation, eine Schicht auf der Oberfläche eines Körpers entstanden sein, so kann diese durch den direkten Kontakt mit einem anderen Körper entfernt werden. Auch hier kann das entfernte Material selber als Zwischenmedium agieren und zu Drei-Körper-Verschleiß führen (Kunzelmann 1996).

Terminologie des Verschleißes in der Zahnmedizin

Bei der Beschreibung des Verschleißes in der Zahnmedizin muss den besonderen Bedingungen in der Mundhöhle Rechnung getragen werden, die bei einer konventionellen Materialprüfung unberücksichtigt bleiben würden. Zu den

wichtigsten Faktoren zählen der pH-Wert, die Feuchtigkeit, sowie die Partikel der gekauten Speise.

Die dentale Nomenklatur tribologischer Vorgänge weicht von der technischen ab. Pindborg (1970, zitiert nach Dahl 1993) verwendete zur Beschreibung der tribologischen Vorgänge in der Zahnmedizin die drei Termini Attrition, Abrasion und Erosion.

Attrition

Attrition bezeichnet den Verlust von Zahnhartsubstanz als ein Ergebnis von Kauaktivitäten. Es wird zwischen physiologischer und pathologischer Attrition unterschieden. Die letztgenannte entsteht durch eine Malfunktion des Kauapparates, insbesondere der Zähne (Pindborg 1970, zitiert nach Dahl 1993).

Abrasion

Abrasion wird definiert als Verlust von Zahnhartsubstanz durch einen Fremdkörper unabhängig vom Verschleiß durch den Kauvorgang. Lutz (1984) fand heraus, dass Füllkörper in In-vitro Versuchen aus der Matrix brechen und für Abrasion sorgen können. In der Ernährung von Primaten wurde festgestellt, dass Staubpartikel auf der Nahrung zu Abrasion führen können (Ungar et al. 1995).

Auch bei unterschiedlichen Diäten zwischen wilden und gezähmten Primaten ließen sich Differenzen im Abrasionsmuster der Zähne aufweisen (Teaford et al. 1991). Gügel et al. (2001) identifizierte die im Getreide enthaltenen Phytolithen als ursächlich für den abrasiven Verschleiß in in-vitro Untersuchungen.

Erosion

Erosion meint in der Zahnmedizin einen Zahnhartsubstanzverlust durch chemische Einwirkungen, ohne Beteiligung von Bakterien. Ursachen können Perimolysis, gastroösophagealer Reflux (Dahl 1993) oder auch der Konsum von Nahrungsmitteln mit einem niedrigen pH-Wert, wie beispielsweise Fruchtsäften sein (Michel 2006).

Kräfte im Kausimulator

Bei Versuchen in Kausimulatoren scheinen die vorherrschenden Mechanismen nicht einheitlich bestimmbar zu sein. Lutz (1984), bezeichnete ein Zusammenspiel von Abrasion und Erosion als Hauptursache für Verschleiß im kontaktfreien Bereich (CFA). Im okklusalen Bereich (OCA) hingegen überwiegen Adhäsion und Oberflächenzerrüttung, die dann ebenfalls Abrieb produzieren, der als Zwischenmedium einen Drei-Körper-Verschleiß bewirkt. Condon und Ferracane (1997) machten ein Zusammenspiel von Abrasion und Attrition für die Entstehung eines Zwischenmediums verantwortlich, das durch Abrasion für einen Drei-Körper-Verschleiß sorgt. Dies bedeutet, dass die vom Autor eingesetzten Kausimulatoren Verschleiß durch eine Kombination aus Abrasion, Fatigue und Adhäsion bewirken (Mair 2002). In der vorliegenden Arbeit spielt Adhäsion keine Bedeutung, da ein flüssiges Zwischenmedium verwendet wird (Kunzelmann 2018). Der vorherrschende Mechanismus ist Abrasion.

Drei-Körper-Verschleiß: Eine Überblick der bedeutendsten Methoden

Im Folgenden soll anhand von Beispielen dargestellt werden, wie in verschiedenen Versuchsaufbauten das Ziel verfolgt wurde, eine möglichst genaue und reproduzierbare Aussage zum Verschleiß von Kompositen oder Keramiken zu treffen. Für eine ausführliche Übersicht über die gängigsten Kausimulatoren sei auf die Metaanalysen von Heintze (2006), Nimri (2015), Lambrechts et al. (2006), und Heintze et al. (2012) verwiesen.

Die Anfänge der Verschleißsimulation

Die ersten Gehversuche im Bereich der Verschleißsimulation bezogen sich noch auf das Verhalten von Amalgam und dentalen Keramiken bei Belastung durch einen Antagonisten. Powell (1975) beschrieb zwei Arten von Kontakt im menschlichen Kausystem: Eine dynamische Komponente, die einer gleitenden Bewegung entspricht. Und eine statische Komponente, die von einer kurzen dynamischen begleitet ist. Er testete ein Amalgam und ein Komposit gegen extrahierte Schmelz-Antagonisten. Die Ergebnisse zeigen die für Simulationsversuche typische „running in“ Phase, in der die Verschleißkurve stark ansteigt um dann auf ein Plateau zu kommen und relativ konstant zu bleiben. Auf diesen Erkenntnissen fußen weitere Modelle der Verschleißsimulation. McCabe (1981) testete erste dentale Komposite, Amalgam sowie reine Matrixbestandteile auf deren Verschleißverhalten in einer Maschine, die mit Schleifpapier arbeitete, der Taber Abraser. Er begriff die vorherrschenden Mechanismen als eine Kombination aus Fatigue sowie Abrasion, im Taber Abraser lediglich Abrasion.

Eine Weiterentwicklung der Methoden vollzogen McKinney und Wu (1982) mit der Veränderung einer Pin-on-disc Versuchsanordnung nach Powell. Als Antagonist gleitet ein Stahlpin auf einen Block aus dem zu testenden Material.

Einer der Hauptkenntnisse war die Entstehung von tieferliegenden Schäden (subsurface defect) unter dem Auftreffpunkt auf der Probe, verursacht durch die Nutzung des Stahlpins. In in-vivo Versuchen war dies nicht aufgefallen. Weitere Erkenntnisse waren die degradierende Wirkung von Alkohol und anderen chemischen Substanzen auf die Matrix-Struktur von Kompositen (Wu, McKinney 1982 ; McKinney, Wu 1985).

ACTA-Verschleiß-Maschine

De Gee und Pallav entwickelten zu Beginn der neunziger Jahre die ACTA Maschine (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam), um den Drei-Körper-Verschleiß zu simulieren. Die Idee war, eine Maschine zu konstruieren, die mit kontrollierbaren Variablen messbaren Verschleiß erzeugen und reproduzieren kann (De Gee, Pallav 1986). Die ACTA Maschine bestand aus zwei motorgetriebenen zylindrischen Rädern unterschiedlicher Größe, die in eine Schale ragten. Diese konnte mit verschiedenen Substanzen befüllt werden, welche als drittes Medium fungierten und daher einen Drei-Körper-Verschleiß erzeugten. Mit einem Profilometer konnten Referenzbereiche und abradierte Areale abgetastet werden. Auf dem größeren Rad befanden sich die Testobjekte, Kompositproben oder Keramiken, auf dem kleineren Rad wurden die Antagonisten angebracht. Das kleinere Rad wurde durch Federkraft gegen das größere Rad gedrückt. Die Filmdicke des Zwischenmediums konnte zwischen hoch viskös mit niedrigen Scherkräften, und niedrig viskös mit hohen Scherkräften variiert werden (De Gee, Pallav, 1994). Der sogenannte „slip“, die Geschwindigkeitsdifferenz der Oberflächengeschwindigkeiten des kleinen und des großen Rades, konnte verändert werden. Je langsamer es rotierte, desto stärker waren die wirkenden Scherkräfte, die durch das Durchgleiten des Zwischenmediums erzeugt wurden. De Gee und Pallav (1986) verwendeten zerkleinerte Hirsesamen, PMMA (Poly-methylmethacrylat) Kügelchen, reines Wasser oder Mischungen aller drei Komponenten. Die geringste Streuung wurde durch Hirse-Wasser-Gemische erreicht. Dabei war es

entscheidend, für alle Experimente die Samen aus einer Charge zu verwenden, da der Zerkleinerungsvorgang und die Struktur der Hirsesamen nie identisch sind. Hierzu wurde eine bestimmte Menge Hirse auf einmal gemahlen. PMMA Kugeln erreichten keinen nennenswerten Verschleiß und ihre Zugabe zu anderen Mischungen senkte deren gemessenen Verschleiß signifikant.

Die Auswahl des Abrasivmediums

In ihren späteren Studien verwendeten De Gee und Pallav (1996) eine Mixtur aus gemahlenem weißem Reis und geschroteter Hirse, sowie ein Natriumhydroxid Puffer für einen pH-Wert von 7.0 und ein sterilisierendes Agens (De Gee 1996). Warum manche Studien als Abrasionsmedium in ACTA-Tests ein reines Hirse-Wasser-Gemisch verwendeten (Graf, Johnson 2002; Reich, Petschelt 2004) andere ein Gemisch aus Reis und Hirse (Sunnegardh-Grönberg et al. 2002) oder sogar Mischungen aus gemahlenem Quarz und kolloidaler Kieselsäure (Pallav, Prem et al. 1989) ist nicht weiter erläutert. Eine Annahme ist, dass das zuletzt genannte Gemisch für einen höheren Verschleiß sorgen könnte und dieser somit leichter zu vermessen wäre. Eine weitere Annahme ist, dass der durch die alleinige Verwendung von Hirse entstehende Fettfilm auf der Probenoberfläche den Verschleiß negativ beeinflussen könnte. Durch die Zugabe von Reis, der weniger Fett als Hirse enthält, könnte die Sedimentbildung der Hirsepartikel und gleichzeitig die Entstehung einer oberflächlichen Fettablagerung verhindert werden.

Gügel et al. (2001) beschrieben die abrasiven Eigenschaften der Hirse, lat. *Setaria italica*, die vor allem in dentalen Versuchsaufbauten Verwendung fand. In den Hirsesamen enthalten sind sogenannte Phytolithen, Pflanzenkristalle die vor allem aus Silicium bestehen, welches von den Pflanzen über das Grundwasser aufgenommen wird. Gügel et al. (2001) verwendeten frisch extrahierte Molaren, die vorher niemals im okklusalen Kontakt gestanden hatten, als Antagonisten, sowie verschiedene Cerealiengemische als Zwischenmedium. Die Oberflächen der Zähne

wurden anschließend mit einem Laserscanner abgetastet und der erreichte Verschleiß mit dem Verschleiß auf extrahierten Molaren aus dem Mittelalter verglichen. Von Bedeutung waren ihre Erkenntnisse, dass nicht nur der Gehalt an Phytolithen entscheidend für den Verschleiß von Zahnschmelz ist, sondern auch die Änderung des pH-Wertes sowie die Art der Zerkleinerung der Hirsesamen. Nach 200000 Zyklen im Kausimulator war der pH-Wert des Hirse-Gemisches von 7 auf 4 abgesunken, wodurch Erosion als weiterer Verschleißmechanismus hinzugekommen war (Gügel et al. 2001). Faktoren wie Azidität scheinen nach Ansicht von Sunnegardh-Grönberg et al. (2002) allerdings keinen allzu großen Einfluss auf Komposite zu haben, denn die Desintegration der Matrix durch Säuren benötigt eine längere Einwirkzeit als die übliche Dauer von Kausimulationen.

Minnesota-Kausimulator

De Long und Douglas (1983) konzentrierten sich in ihrem Ansatz darauf, die Ausgewogenheit zwischen Position der Zähne und der applizierten Kraft nachzubilden. Während des Kauvorgangs ist die Mandibula in Bewegung und positioniert sich entsprechend auf den Nahrungsbolus im Mund. Position und Kraft sind über ein Feedback-System kontrolliert, das auf beide Parameter Einfluss nehmen kann. Die Forschungsgruppe in Minnesota war daher der Meinung, dass auch ein Kausimulator über einen Feedback-Mechanismus verfügen muss, der sowohl Lage als auch Krafteinwirkung variieren kann. Weitere Problematiken, die es zu bewältigen galt, waren die Aufrechterhaltung eines Klimas von 37° C, sowie einer konstanten Luftfeuchtigkeit von beinahe 100 %. Die „künstliche Umgebung, um dentale Materialien zu testen“ (De Long, Douglas, 1983) bestand aus zwei servohydraulischen Systemen, die über einen Regelkreis ständig Feedback über die Kraft und die Position des Antagonisten erhielten. Das Oberteil des Systems wurde, wie die Maxilla im Körper des Menschen, hinsichtlich der X- und Y-Achse, fest montiert. Darauf lagerte das Testobjekt, das Bewegungen in der vertikalen Achse

durchführen konnte. Der untere Teil des Systems, der die Mandibula repräsentierte, war auf X-Y-Tischchen gelagert und konnte so Bewegungen im zwei-dimensionalen Raum durchführen. Diese Tischchen lagerten wiederum auf einer Art Hebebühne, die Höhenverstellungen von bis zu 12,7 cm ermöglichte. Die komplette Konstruktion wurde in einer Kammer aus Acryl-Glas befestigt, um die Konstanthaltung von Luftfeuchtigkeit und Temperatur zu gewährleisten. Vor der Testung im Kausimulator wurden Probe und Antagonist in einen Artikulator gestellt und die Bewegungen getestet, um sie daraufhin exakt so in die Maschine zu setzen.

De Long und Douglas (1991) vertieften die Forschung während der Entwicklung der „künstlichen Umgebung“ (De Long, Douglas, 1991) auch bezüglich der Auswahl des Zwischenmediums. Sie testeten verschiedene Gleitmittel und errechneten den Koeffizienten aus Reibung und Verschleiß, stets bewusst, dass es keine direkte Korrelation zwischen diesen beiden Faktoren zu geben schien. Experimente mit deionisiertem Wasser, menschlichem Speichel, Xerolube und trockenen Zähnen ergaben, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen dem Verschleiß und der Wahl des Gleitmittels zu finden waren. Daher wählten sie für ihre Experimente deionisiertes Wasser, da dieses einfach und kostengünstig zu beschaffen war. Weitere Experimente der Arbeitsgruppe verwendeten die künstliche Umgebung, um Materialien wie Amalgam (DeLong, Sakaguchi, 1985), dentale Keramik (DeLong, Douglas, 1986) und dentale Komposite (Sakaguchi, Douglas 1986) zu untersuchen. Die Haupte Erkenntnis der Untersuchungen war, dass Verschleiß kein linearer Vorgang ist. Nach einem initialen Anstieg des Verschleißes („running in“) erfolgte eine Abflachung der Kurve („steady state“) anstatt eines konstanten Anstiegs. Leinfelder (1987) fand klinisch heraus, dass die Verschleißrate mit zunehmender Zeit drastisch abnimmt. So entstanden 75 % des Verschleißes in einer Studie über drei Jahre innerhalb des ersten Jahres. Allerdings war dies eine in-vivo Studie, somit hielten die Nachbarzähne den Abstand zum Probenzahn konstant. Das Resultat war, dass je größer der Abrieb der Füllung wurde, desto geringer wurden Last und Druck und

somit auch der gemessene Verschleiß. Eine weitere Erkenntnis war, dass das abgeriebene Material während der Kausimulation an dem Antagonisten verbleibt (DeLong, Sakaguchi, 1985) und somit die Ergebnisse verfälscht.

Auch fanden Douglas und Sakaguchi (1985) heraus, dass die Reibung zwischen humanen Zähnen im Kausimulator durch Petroleum und Schmieröl effektiv reduziert werden konnte. Probleme ergaben sich bei der Entfernung dieser Schmierschichten auf der Oberfläche der Antagonisten. Sie postulierten, dass Komposite mit einer dünnen Schicht Schmieröl versetzt einen effektiven Schutz vor Abnutzung erhalten könnten, verfolgten diesen Gedanken jedoch nicht weiter. Die Entwicklung dieses Kausimulators brachte wichtige Erkenntnisse im Bereich der Kausimulation, die für zukünftige Experimente, inklusive der vorliegenden Arbeit von Bedeutung waren.

Zürich-Methode

Eine weitere Reihe an In vitro Testverfahren entwickelte die Universität Zürich in den 1990er Jahren. Roulet (1987) entwarf einen Kausimulator, der möglichst wartungsfrei realistische Ergebnisse liefern sollte. Er bestand aus sechs Kammern, von denen jede auf einem Gummipuffer im 15° Winkel befestigt wurde, um die Aufhängung des Zahnes in der Alveole zu simulieren. Über Elektromagneten wurden die Kaubewegungen ausgeführt. Zusätzlich standen Wasserwechselbäder zur Verfügung, welche ein Thermocycling bewirken sollten. Dies ist eine Testung der Materialien in stetig wechselnden Temperaturen, ermöglicht durch die Verwendung eines warmen und eines kalten Wasserbades. Die Versuche waren als Zwei-Körper-Verschleiß ohne Verwendung eines Zwischenmediums konzipiert. Die Ergebnisse bestätigten die Arbeitsgruppe in der Auswahl der Antagonisten, da sie herausfanden, dass standardisierte Schmelzkörper eine signifikant geringere Streuung aufzuweisen scheinen als Metallantagonisten aus Amalgam. Krejci et al. (1990,1) gingen allerdings davon aus, dass ein Kausimulator allein nicht alle auf die Restaurationen einwirkenden Prozesse in der menschlichen Mundhöhle reproduzieren kann, und sie

erweiterten ihre Versuchsreihe um zwei weitere Tests, eine Zahnbürstensimulation und einen Test mit chemischer Desintegration (Krejci et al. 1990,2). Nach einer zweiwöchigen Lagerung in destilliertem Wasser bei 37°C wurden die Proben für 24h in eine 75%ige Ethanollösung eingelegt. Anschließend erfolgte die Zahnbürstensimulation in einem Behälter, der das gleichzeitige Testen von drei Kompositproben ermöglichte. Dafür wurden jeweils drei neue mittelharte Zahnbürsten eingespannt und ein Gemisch aus Wasser und Zahnpasta verwendet, um eine bis zu sechsmonatige Liegedauer einer Kompositfüllung zu simulieren (Krejci et al. 1990,2). In weiteren Untersuchungen stellten Lutz (1992) und Krecji (1990,3) fest, dass die durchgeführten Untersuchungen In-vitro mit Studien In-vivo vergleichbar sind. Dies ist aber nur der Fall, wenn eine Standardisierung sowohl der In-vitro als auch der In-vivo-Tests gegeben ist. Krejci (1994) stellte bei der Entwicklung eines Laserscanners auch fest, dass die Vermessung von hochglanzpolierten Oberflächen oder eine zu hohe Transluzenz der Kompositmaterialien zu einer hohen Streuung des Laserstrahls führen könnte. Des Weiteren verwies er auf die Problematik der Beschichtung der Kompositoberflächen. Diese müsste nach dem Messen wieder entfernt werden, da weitere Versuche mit den Proben durchgeführt wurden. Auch das Bestäuben mit einer Puderschicht erwies sich als unzureichend, weil die dadurch erzielte Genauigkeit im Bereich von 35-38µm lag, aber Auflösungen von einem µm gefordert wurden.

Omaha-Kausimulator

Ein Drei-Körper-Verschleiß-Versuch mit zylindrischen Stahlantagonisten wurde 2008 von Barkmeier et al. vorgestellt. Dieser basiert auf dem Kausimulator von Leinfelder und Suzuki (1999), die das zu testende Komposit in einem extrahierten Zahn platzieren, auf welchen ein Antagonist aus Polyacetal trifft. Die neue Maschine hingegen verwendet eine speziell angefertigte Stahlkonstruktion, um die Probe aufzunehmen. Der Antagonist ist ebenfalls aus Stahl gefertigt, da es in vorigen

Experimenten zu starkem Abrieb des Polyacetalantagonisten gekommen war. Es wurden zwei Komposite à 30 Proben angefertigt, deren Kavitäten 4,5 mm breit und 4 mm tief waren, sodass der Komposit in zwei Inkrementen à 2 mm eingebracht wurde. Jede Schicht wurde 40 s polymerisiert, anschließend wurde die fertige Probe noch mal 20 s beleuchtet. Nach 24 Stunden Lagerung wurde die Oberfläche mit Schleifpapier der Körnung 4000 grit poliert. Das Konstrukt aus Antagonist und Probenhalter wurde mit einem Zylinder verbunden und in ein Wasserbad gestellt. In diesem befand sich auch das Zwischenmedium, ein Gemisch aus Wasser und Polymethylmethacrylat. Auf ein genaues Mischverhältnis wurde dabei nicht eingegangen. Der Antagonist traf mit einer Rate von 2 Hz und einer Kraft von 78,5 N auf die Probenoberfläche. Dieser war zudem größer gestaltet als die Probe und berührte daher auch deren Ränder. Die Anzahl der Zyklen wurde auf 100000, 400000 und 800000 festgelegt.

Im Vergleich mit klinischen Studien fanden Barkmeier et al. (1999) eine signifikante Korrelation. Der generalisierte Verschleiß außerhalb der Kontaktfläche zeigte sich geringer als der lokalisierte. Ersterer entstand durch Abrasionsprozesse des Zwischenmediums und simulierte den Nahrungsbolus während des Kauvorganges.

Oregon Health Sciences University Kausimulator

Condon und Ferracane entwickelten 1996 einen Kausimulator, der ebenfalls die Parameter Abrasion und Attrition simulieren sollte. Der OSHU (Oregon Health Sciences University) Kausimulator bestand aus einer im Durchmesser 28 cm langen Plexiglasscheibe, an der vier mit Sprungfedern versehene Stahllager angebracht waren. Diese Konstruktion wurde durch einen Elektromotor angetrieben, der die Platte rotieren ließ. Am unteren Rand der Platte befanden sich fünf Testkammern, die an ihrer Oberseite mit einer Stahlrampe versehen wurden, welche in Kontakt mit den Stahllagern während des Rotationsvorganges kam. Die Rampe wurde wiederum mit einem Zylinder verbunden, an dem ein Stab angebracht war, an dessen Ende der

Antagonist befestigt wurde. Ein Gummi-Diaphragma sorgte dafür, dass das Zwischenmedium, ein Gemisch aus Mohnsamen, Polymethylmethacrylat und Wasser in Kontakt mit der Probenoberfläche blieb (Condon, Ferracane 1996). Während der Rotation der Platte traf das Stahllager auf die Rampe und drückte dadurch den Antagonisten auf die Probe. Durch die Kompression der Feder wurde eine Kraft von 20 N ausgeübt. Sobald die Stufe erreicht wurde, glitt der Antagonist für 8 mm auf der Probe ebenfalls mit einer Kraft von 20 N. Am Ende der Bewegung musste das Lager erneut über eine Stufe und bewirkte so eine finale Krafteinwirkung von 70 N. Die Sequenz wurde mit 50.000 Zyklen bei einer Frequenz von 1 Hz wiederholt. Um sicher zu gehen, dass die Kraft durch die Sprungfedern konstant war, musste in regelmäßigen Abständen eine Testung durchgeführt werden. Zehn verschiedene Komposite wurden dabei in Stangenform gebracht und von Ober- und Unterseite für jeweils 40 s beleuchtet. Anschließend lagerten die Proben für 24 Stunden bei 37° C bevor sie mit 1000 grit und diamantierter Polierpaste bearbeitet wurden. Die Antagonisten wurden aus extrahierten menschlichen Molaren gewonnen, indem adäquate Höcker zersägt und auf Träger aufgebracht wurden.

Condon und Ferracane unterschieden zwei Regionen auf der Probe nach der Kausimulation. Als abrasive Region wurde hierbei die Ebene bezeichnet, auf der der Antagonist unter konstanter Kraft und Geschwindigkeit 8 mm entlangglitt. Die attritive Region befand sich kurz vor Ende der Probe, wo die erhöhte Kraft von 70 N auf diese wirkte. Für das Amalgam, die Mikrofüllerkomposite sowie zwei Hybridkomposite war der Verschleiß durch Attrition höher als durch Abrasion. Bei allen anderen getesteten Kompositen fand man keine signifikanten Unterschiede. Zusammenfassend zeigten Komposite mit kleineren Füllkörpern geringere Verschleißwerte.

Nijmegen-rub and roll

Eine relativ neue Form der Verschleißsimulation entwickelten Ruben et al. an der Universität Nijmegen mit dem Namen „Rub and Roll“. Die Maschine bestand aus einem Behälter, in welchem sich ein mit einem Rührmotor gesteuerter Zylinder befand. Zwischen Zylinder und der inneren Wand des Behälters konnten einer oder mehrere Kunststoffstäbe gesteckt werden (Ruben et al. 2014). Durch das Starten des Motors bewegte sich der Zylinder, wodurch die bis zu 16 Testobjekte, die auf ihm befestigt waren, den Kunststoffstab, welcher in die entgegengesetzte Richtung rotierte, berührten. Dadurch kam es zu einer Krafteinwirkung. Diese konnte durch Unterlegscheiben, die die Probe erhöhten, verändert werden. Ebenso konnten durch den Motor die Geschwindigkeit der Zylinderrotation gesteuert werden. Zusätzlich war es möglich, verschiedene Zwischenmedien in das Gehäuse einzufüllen und so Drei-Körper-Verschleiß-Versuche durchzuführen. In der Studie von 2014 wurden vier verschiedene Tests zur Demonstration der Maschine durchgeführt und beschrieben. Um unterschiedliche Materialien testen zu können, war es möglich, den Stahlstab mit verschiedenen Kunststoffen zu überziehen. In den beschriebenen Versuchen wurde eine PVC Beschichtung verwendet. Die durch Unterlegscheiben veränderbare Krafteinwirkung lag im Bereich zwischen 0 und 90 N. Die Anzahl an Durchläufen wurde auf 240000 mit einer Kraft von 50 N festgelegt. Die Autoren bezogen sich hierbei auf Krejci et al. (1990), die dies als Äquivalent zu einem Jahr klinischer Belastung angaben. Das bedeutet, dass die Maschine ca. 15 Tage mit einer Umdrehungszahl von 20 Runden pro Minute betrieben werden musste. So sollte der „Rub and Roll“ nicht nur Zwei-Körper-Verschleiß und Drei-Körper-Verschleiß bestimmen können. Auch die Haftkraft von Dentinklebesystemen und die Lebensdauer von Versiegelungen sollten getestet werden können. Mangels weiterer Studien kann die Funktionalität des Gerätes nur schwer beurteilt werden.

Erlangen/München-Kausimulator

Maier (1994) erläuterte in seiner Dissertation die Funktion des Kausimulators „Erlangen Typ 1“, aus welcher sich die Reihe der Münchner Kausimulatoren entwickelte. Im Kern bestand das Erlanger Modell aus acht Prüfständen, die in einem Stahlrahmen montiert wurden. In jedem Prüfstand befand sich eine Kammer mit Bohrungen für Thermowechselastversuche und eine Plattform für den Grundkörper, die auf einem Gummipuffer mit 15° Neigung angebracht war. Die Einleitung der vertikalen Last wurde durch Druckluft generiert, wodurch sowohl An- als auch Rückfahrbewegung ermüdungsfrei erfolgen konnten (Maier 1994). Dies war wohl einer der bedeutendsten Unterschiede zu den zur damaligen Zeit verfügbaren Kausimulatoren. Die damals verfügbaren Modelle der Züricher Schule (Lutz 1992), verwendeten Magnete mit Federn um die vertikale Kraft einzuleiten. Die Nachteile waren der Verschleiß der Federn und der hohe Aufsetzimpuls auf der Probenoberfläche. Über zwei getrennte Wasser-Zuläufe war eine Thermowechselastbelastung möglich. Die Kammern konnten komplett mit Wasser geflutet werden. Dies stellte anfangs ein weiteres Problem dar, die Kammern füllten sich ungleichmäßig und der Wasserstand musste regelmäßig kontrolliert werden. Die Thermowechselast zwischen 5°C und 55°C war ebenfalls problematisch. Die Aluminiumkammern speicherten die Wärme, sodass nie genau 5°C Temperatur herrschten. Diese Limitation gilt für alle Kausimulatoren, bei denen die Proben mit unterschiedlich temperierten Wasser geflutet werden. Die Folge für weitere Modelle war eine strikte Trennung der Thermowechselast von der Kausimulation.

Durch eine SPS-Steuerung waren folgende Parameter einstellbar: „Zyklenzahl, Prüfdruck, Anfahrdruck (Impuls bei Aufsetzen auf die Probe), Rückfahrdruck (Abheben oder Belassen des Antagonisten auf der Probe), Anfahrzeit (Belastungsanstieg), Prüfzeit (Dauer der Belastung), Rückfahrzeit (Entlastungsprofil), Dauer des Warm-Zyklus, Dauer des Kalt-Zyklus und Intervall zum vollständigen Entleeren der Kammern“ (Maier, 1994).

Bei der Variante „Erlangen Typ 2“ wurden die Gummipuffer von einem Hersteller vorausgewählt, um die Größenschwankung auf ein Minimum zu reduzieren. Des Weiteren erfolgte eine komplette Überarbeitung der Mechanik, welche starke Korrosion durch die Ringerlösung als Medium erfahren hatte, sowie durch die Wasserzirkulation und Steuerung.

Aus den vorher beschriebenen Modellen entwickelte Kunzelmann zusammen mit der Firma Festo Pneumatic (Esslingen, Deutschland) den Kausimulator „Münchner Modell“, später MUC 1, der erneut eine Weiterentwicklung im Bereich der Kausimulation darstellt. Er wurde entwickelt um Fatigue und Verschleiß zu testen und stellte eine Kombination aus den Züricher und Minnesota Kausimulatoren dar, da er mit einem closed-loop System arbeitete. Das heißt, die Auf- und Abwärtsbewegung der Antagonistenhalter wurde durch Druckluftzylinder geregelt, und zwar für jede Kammer ein Doppelhubzylinder. Problematisch blieb aber auch hier, dass die Druckluftzylinder einen unterschiedlich großen „Losbrechdruck“ benötigten. Dies führte bei starren Materialien, wie Keramik, zu chipping, also Abplatzungen. Auf den beweglichen Gummipuffer wurde verzichtet und stattdessen starre Probenhalter verwendet, die im rechten Winkel zum Antagonisten positioniert wurden (Scheufele 2000). Außerdem wurde eine variable Bewegungsreichweite des Antagonisten auf der Probenoberfläche durch austauschbare Endanschlüsse auf den Gleitlagern zwischen 0 und 8 mm ermöglicht.

Die Weiterentwicklung Typ MUC 2 zeichnete sich durch eine variable Lasteinwirkung durch Gewichte aus, sowie eine Abluftdrossel, da diese wesentlich genauer war als die Lasterzeugung mit Druckzylindern und zudem eine feste Krafteinwirkung von 50 N garantierte. Dieser Kausimulator war nur für Fatigue Testungen in Randspaltanalysen entwickelt worden, er beherrschte eine rein vertikale Krafteinwirkung und besaß keine horizontale Komponente. Als Antagonist wurde

ebenso wie bei dem Typ MUC 1 Degussit (Aluminiumoxid-Keramik) für Routineversuche verwendet.

Das Folgemodell Typ MUC 3 schließlich bestand nur noch aus vier Probenkammern, die jedoch breiter geworden waren und in zwei Ausführungen zur Verfügung standen. Der Hehebalken wurde durch Druckluftzylinder gehoben und durch eine Drossel sanft gesenkt. Ein weiterer Drucklaufzylinder regelte die horizontale Bewegung, die gemäß der long centric 0,5mm betrug. Die Kammern waren aus Plexiglas gefertigt und ermöglichten Zwei-Körper-Verschleißuntersuchungen mit destilliertem Wasser. Vier weitere Austausch-Kammern bestanden aus Aluminium sodass auch mit radioaktiv markierten Kompositen experimentiert werden konnte. Die Plexiglasbehälter konnten mit Nahrungsbrei gefüllt werden, die für Drei-Körper-Verschleiß-Untersuchungen geeignet waren. In jeder dieser Kammern war auch ein Rührer angebracht. Dieser wurde über Keilriemen betrieben, die mit einem Elektromotor verbunden waren (Mair 2002). Dadurch sollte verhindert werden, dass die Nahrungspartikel sedimentierten. Eine weitere Neuerung, die Mair (2002) verwendete, waren mit Löchern versehene Gartenschläuche, die durch kontinuierliche Luftzufuhr in den Kammern dem Entmischen des Nahrungsbreis entgegenwirken sollten.

Mair (2002) beschreibt auch die vier Phasen des Kauzykluses, den alle Typen des Münchner Kausimulators gemeinsam haben. Sie wurden durch DeLong und Douglas (1983) als drei Phasen bereits beschrieben. Mair unterteilt die zweite Phase zusätzlich in Vorschub und Entlastung. ((s. hierzu auch Abbildung 2):

1. Die **Belastungsphase**, in der sich der Querbalken absenkt und die Antagonisten die Kompositproben mit einem Gewicht von 5kg belasten.
2. Die **Vorschubphase**, in der sich der Tisch mit den Probenkammern um 0,5mm nach anterior bewegt und die Proben unter Vorschub belastet.

3. Während der **Entlastungsphase** wird der Querbalken wieder angehoben und die Proben entlastet.
4. In der **Rückstellphase** sind Proben und Antagonisten außer Kontakt, der Tisch fährt in die Ausgangslage zurück.

Die in dieser Studie verwendeten Kausimulatoren des Typs „Gemini“ (lat. Zwillinge) wurden so benannt, da es sich um zwei identische Kausimulatoren handelt. Dies ermöglicht das Testen von 8 Proben auf einmal, so wie bei den vorherigen Modellen. Der Vorteil liegt in der höheren Genauigkeit, die durch die geringere Anzahl an Kammern gegeben ist. Für eine detaillierte Beschreibung sei auf den Abschnitt Material und Methode verwiesen.

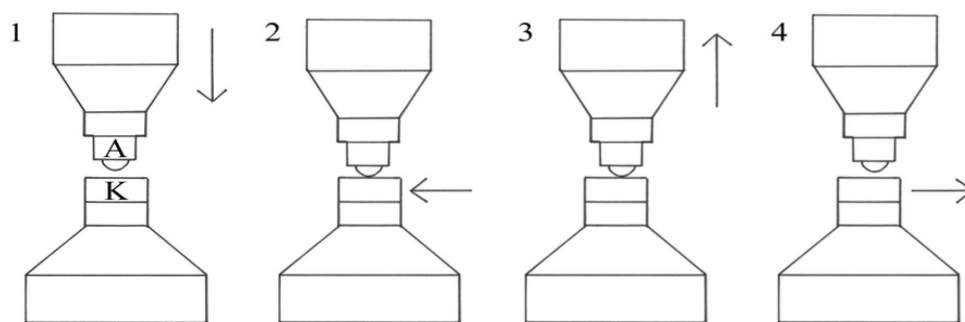


Abbildung 16: Phasen des Kausimulators: A=Antagonist, K=Kompositprobe. 1=Belastungsphase, 2=Vorschubphase, 3=Entlastungsphase, 4= Rückstellphase. Die Zeichnung zeigt den Zustand zu Beginn der Phasen.

Abbildung 2: Abbildung 3: Aus Mair 2002

Komposite

In Bereich der dentalen Füllungsmaterialien haben sich die Komposite in den vergangenen Jahren sowohl im Seitenzahnbereich als auch im Bereich der Frontzahnrestauration als direkt einzusetzender Werkstoff der Wahl etabliert. Die meisten Komposite bestehen aus folgenden Komponenten:

- 1) Matrix, bestehend aus einem Monomer-System
- 2) Photoinitiator, um die Polymerisation zu starten
- 3) Stabilisatoren, um die Haltbarkeit des Komposits vor Verwendung und die chemische Stabilisierung des ausgehärteten Komposits zu gewährleisten
- 4) Anorganische Füller aus Quarz, Glas oder Keramik
- 5) Silan, der Haftvermittler um die Füllkörper mit der Matrix zu verbinden

Polymerisationsinitiatoren

Damit die Komposite in möglichst kurzer Zeit vom weichen Zustand der Verarbeitung in den ausgehärteten Zustand übergehen, muss die Polymerisation der Matrixmoleküle initiiert werden. Dies geschieht durch die Bildung von freien Radikalen. Als Startermolekül kann Benzoylperoxid dienen, das durch sein einfach zu aktivierendes zentrales Sauerstoffmolekül Radikale binden kann (Bowen 1979). Die Problematik besteht in der Lagerung des Stoffes, die am besten in kühlen und dunklen Behältnissen erfolgen sollte, sowie in dem Zusammenmischen der Komponenten. Nicht nur können Fehler durch Über- oder Unterdosierung entstehen, auch beginnt der Polymerisationsprozess mit dem Zusammenmischen und limitiert daher die Verarbeitungszeit für den Zahnarzt. Durchgesetzt hat sich daher die Gruppe der Photoinitiatoren wie zum Beispiel der Methylether des Benzoin oder Kampferchinon. Diese Stoffe bilden bei Bestrahlung durch Licht mit bestimmten Wellenlängen freie Radikale, die die Polymerisation in Gang setzen.

Silan

Silan fungiert als Haftvermittler zwischen der Matrix und den Füllkörpern, um zu verhindern, dass Wassereinlagerung die Struktur des Komposits verändert und die Bindung zwischen den beiden Hauptkomponenten beeinträchtigt.

Einteilung nach Füllkörpern

Lutz (1983) unterteilt die damals verfügbaren Komposite in folgende Kategorien:

I. Traditionelle Komposite

II. Homogen mikrogefüllte Komposite

III. Heterogen mikrogefüllte Komposite

- mit gebrochenen Pre-polymerisaten
- mit sphärischen Pre-polymerisaten
- mit agglomerierten Mikrofüllerkomplexen

IV. Hybrid Komposite

Traditionelle Komposite (I)

Diese Kategorie umfasst die aus Matrix und Makrofüllern bestehenden Komposite, die sich vor allem durch ihre schlechte Polierbarkeit auszeichneten (Lutz 1983). Auch wenn die Makrofüller besser und kleiner wurden, dislozierten sie dennoch bei Belastung und hinterließen Krater und ungeschützte Matrix.

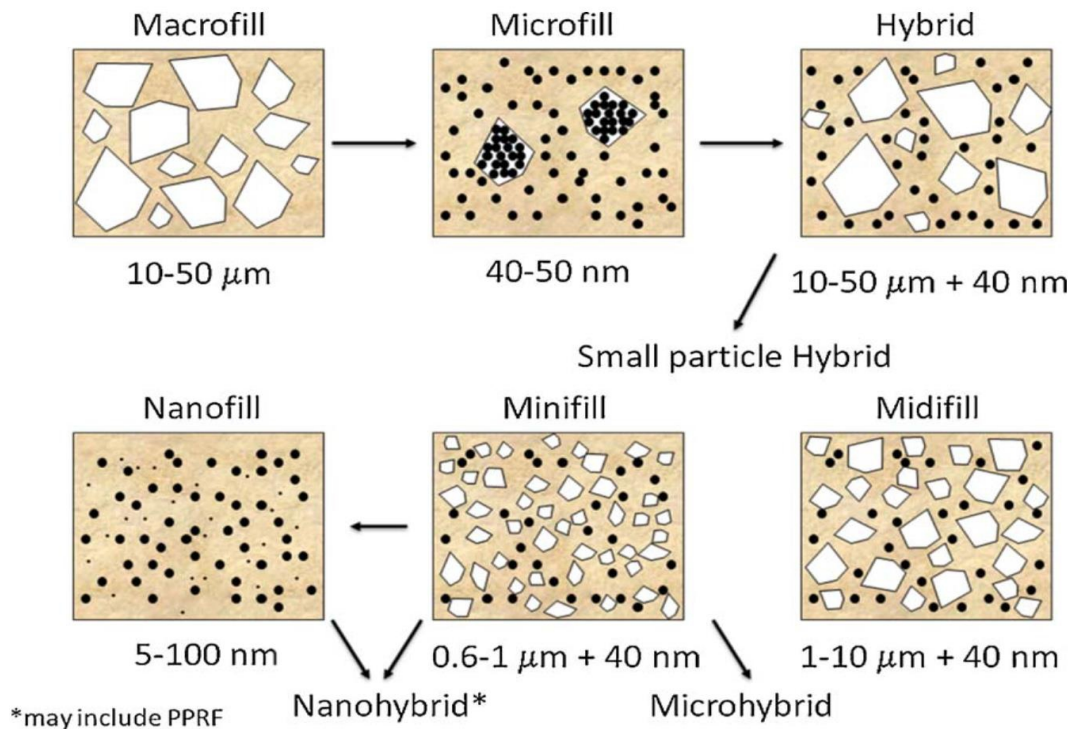


Abbildung 3: Einteilung der Komposite nach Füllkörpergröße aus Ferracane (2011)

Homogen mikrogefüllte Komposite (II)

Durch den hohen Mikrofüllkörperanteil zeichnen sich diese Komposite durch eine gute Polierbarkeit aus. Der Nebeneffekt besteht allerdings in einer starken Beeinflussung der Viskosität, da die Füllkörper eine große gebundene Oberfläche aufweisen und somit viel Matrix binden können (Lutz 1983).

Heterogen mikrogefüllte Komposite (III)

Verschiedene Verarbeitungsformen der Füllkörper sorgen für eine Variation an verfügbaren Mikrofüllerkompositen. Sie umfassen Präpolymerisate (sphärisch oder gebrochen) und agglomerierte Mikrofüller. Beispiele solcher Komposite sind Durafill sowie Harvard Premium Fill.

Außer nach Form und Größe der Füllkörper können diese auch nach der Zusammensetzung der Füllkörpersysteme klassifiziert werden. Kunzelmann (2001) stellte fest, dass durch verbesserte Herstellungsmethoden im Bereich der Füllkörper die Einteilung der Hybridkomposite überdacht werden müsse. Denn nicht nur die Größe der Partikel ist beeinflussbar, sondern auch die Zusammensetzung der Füllkörpersysteme. So sind beispielsweise poröse oder Ionen freisetzende Füllkörper möglich. Auch sphärische Füllkörper finden vermehrt Anwendung und ermöglichen eine höhere Packungsdichte, vergesellschaftet mit verbesserter Rheologie und mechanischen Eigenschaften (Kunzelmann 2001). Eine Einteilung findet sich in Abbildung (4).

Füllkörpersystem	Beispiele
Quarz + SiO ₂	Pertac™ II/3M ESPE
Kompakte Gläser + SiO ₂	Spektrum™ TPH/Dentsply, Charisma®/Kulzer etc.
Kompakte Gläser + SiO ₂ + sphärische, gesinterte Mischoxide	Tetric® Ceram/Vivadent
Zirkondioxidfüllkörper	Filtek™ P60/3M ESPE, Z100™/3M ESPE, Filtek™ Z250/3M ESPE
Poröse Gläser + kompakte Gläser + SiO ₂	Solitaire®/Kulzer
Fasern + kompakte Gläser + SiO ₂	Alert/Jeneric Pentron
Ionenfreisetzende Füllkörper + kompakte Gläser + SiO ₂	Ariston®/Vivadent

Abbildung 4: Einteilung von Hybridkompositen nach dem Füllkörpersystem aus Kunzelmann (2001)

Hybrid Komposite (IV)

Seit den 90er Jahren wurde die Partikelgröße innerhalb dieser Komposite kontinuierlich reduziert. Das Ergebnis waren gut polierbare und stabile Komposite, die einen langanhaltenden Glanz bei ausreichender Festigkeit aufweisen (Manhart 2004). Bessere Verarbeitungsverfahren von Füllkörpern ermöglichten

Feinpartikelhybridkomposite mit mittleren Partikelgrößen von $<5\mu\text{m}$ bis hin zu Submikrometerhybridkompositen mit mittleren Partikelgrößen von $<1\mu\text{m}$ (Manhart 2013). Abbildung (4) zeigt die oben genannten- und weitere -Einteilungen.

Einteilung nach Rheologie

Lutz (1983) und Leinfelder (1987) klassifizierten Komposite ausschließlich nach den Kriterien Füllungsgrad an anorganischem Füllkörper und der durchschnittlichen Partikelgröße. Willems et al. (1992) untersuchte zusätzlich die Vickershärte sowie die Oberflächenrauigkeit der dentalen Werkstoffe. Bayne et al. (1998) entwickelten eine Klassifikation, die zwischen fließfähigen Kompositen (flowables), Komposite normaler Viskosität und stopfbaren Kompositen (packables) unterscheidet (s. auch Abbildung 6). Es ist dabei anzumerken, dass es keine einheitlichen Kriterien für diese Klassifikationen gibt. Die Einteilung erfolgt in der Regel nach „arbiträren“ Kriterien.

NIEDRIGVISKÖSE KOMPOSITE = FLOWABLE-KOMPOSITE		
weniger Füllkörper	größere Füllkörper	Fasern
KOMPOSITE NORMALER VISKOSITÄT		
chem. optimierte Füllkörper	größere Füllkörper	Fasern
HOCHVISKÖSE KOMPOSITE = PACKABLE-KOMPOSITE		

Abbildung 5: Einteilung der Komposite nach der Rheologie (nach Kunzelmann) aus Büttinghaus (2004)

Flowables wurden ursprünglich für die Versorgung von Zahnhalsdefekten entwickelt, finden aber auch als Unterfüllung Verwendung. Sie sollen unter anderem Polymerisationsspannungen des Füllungskomposits ausgleichen. In diesem Zusammenhang werden sie auch als „stress breaker“ bezeichnet. Hauptvorteil dürfte aber die gute Benetzung und somit Adaptation an die Zahnhartsubstanz sein (Kunzelmann 2001). Die höher gefüllten und daher höher viskosen Komposite sollten

vor allem die Verschleißresistenz erhöhen, da in Untersuchungen von zum Beispiel Leinfelder (1987) ein Zusammenhang zwischen Verschleißrate und Füllergehalt erkannt wurde. Je kleiner die Partikelgröße und je höher die Füllung, desto höher ist die Resistenz gegenüber Verschleiß (Jaarda et al. 1987). Manhart (2000) fand diesen Zusammenhang jedoch nicht und postulierte, dass weitere Faktoren, wie die Interaktion der Matrix mit dem anorganischen Füller, eine Rolle im Verschleißverhalten der Komposite haben könnten.

Einteilung nach der organischen Matrix

Die organische Matrix bildet das Gerüst der dentalen Komposite und wurde seit der Entwicklung des Co-monomers Bis-GMA durch Bowen (1963) ständig optimiert. Bowen verwendete damals noch silanisierte Siliziumdioxid-Partikel, die mit einer Co-Monomer-Lösung vermischt wurden. Der resultierende Kunststoff wurde durch die Partikel verstärkt und brachte eine robustere und stabilere Matrix hervor (Bowen, 1963). Schon wenige Jahre später wurde dieses Methacrylat mit anderen, niedriger viskösen Acrylaten wie TEGDMA und EDMA ergänzt, um eine passable Viskosität für die Nutzung als Füllungsmaterial zu erzeugen (Asmussen, 1975; Ruyter et al., 1981; Ruyter, 1987).

In der modernen Zahnmedizin finden inzwischen neben den „klassischen“ Methacrylaten auch Ormocere Verwendung, die auch als anorganisch-organische Copolymere bezeichnet werden, (Kunzelmann 2001). Eine Übersicht über gängige Matrix-Kategorien liefert Abbildung (6).

Matrizeinteilung nach funktioneller Gruppe	Chemisches System	Eigenschaften der Composites mit diesen Matrices	Beispiele
reine Methacrylate	klassische Dentalmatrix (z.B. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA)	Polarität der Matrix je nach Zusammensetzung variierend Hohe Festigkeit	Tetric® Ceram/Vivadent, Charisma®/Kulzer, Filtek™ P60/3M ESPE, Z100™ MP/3M ESPE, Filtek™ Z250/3M ESPE TPH-Spektrum™/Dentsply Pertac™ II/3M ESPE etc.
	klassische Ormocere, Unterschied zu den klassischen Monomeren im nichtreaktiven Teil	Hydrophob Geringe Monomerauslösung	Definite®/Degussa
säuremodifizierte Methacrylate	im Vergleich zur klassischen Dentalmatrix hydrophilere Monomerbestandteile, z. B. durch polare Seitengruppen (z. B. COOH = Compomere)	Hydrophiler als reine Methacrylatmatrix geringere Festigkeit als reine Methacrylatmatrix	Dyract® AP/Dentsply, Compoglass® F/Vivadent, Hytac™/3M ESPE
	Ormocere mit Carboxylfunktionen	Geringe Monomerauslösung	Admira®/Voco
Ringöffnende Epoxide	Oxirane	Schrumpfarm, hohe Festigkeit	(derzeit noch nicht kommerziell verfügbar)
	Silorane (Siloxane mit Oxiran-Funktion)	Schrumpfarm, hohe Festigkeit hydrophob	(derzeit noch nicht kommerziell verfügbar)

Abbildung 6: Einteilung von Kompositen auf der Grundlage der für die Aushärtereaktion wesentlichen funktionellen Gruppe. Nach Kunzelmann (2001)

Bulk Fill Komposite

Neben der Haltbarkeit von dentalen Werkstoffen ist auch die Verarbeitbarkeit ein wichtiges Thema für den Behandler. Erfolg versprachen sich viele Firmen mit der Einführung von sogenannten Bulk Fill Materialien, also Kompositen, die in größeren Schichten in die Kavität eingebracht werden konnten und somit eine Zeitersparnis bringen sollten. Manhart und Hickel (2014) benennen mehrere Faktoren für ein Material, das als Amalgamersatz fungieren kann. Am wichtigsten scheint den meisten zahnärztlichen Kollegen die schnelle Einbringung sowie Verarbeitung zu sein. Eine geringe Techniksensitivität sowie ein reduziertes Farbspektrum machen den täglichen Gebrauch einfacher, da so weniger Aufwand beim Verarbeiten und bei der Farbauswahl vonnöten ist. Gleichzeitig soll die Präparation der Zahnhartsubstanz möglichst schonen und die Adhäsion an diese ohne große Spannungen einhergehen. Alle Bulk Fill Komposite zeichnen sich dadurch aus, dass sie verkürzte Polymerisationszeiten bei hoher Lichtintensität und gleichzeitig eine optimierte Durchhärtetiefe von 4-5 mm besitzen (Manhart, Hickel 2014).

Die Gruppe der Bulk Fill Komposite kann in zwei Untergruppen aufgeteilt werden: Die niedrigviskosen Flowables und die hochviskosen Komposite. Die Flowables sind vergleichsweise niedrig gefüllt und besitzen große Partikel, weswegen sie als Unterfüllung geeignet sind, benötigen aber immer eine Deckfüllung mit einem herkömmlichen Komposit (Hickel 2012). Zwei häufig untersuchte und wichtige Parameter zur Bestimmung der Tauglichkeit eines Bulk Fill Komposits sind der Grad der Polymerisation auch in tieferen Schichten und der Schrumpfstress, der bei der Polymerisation entsteht. Mehrere Studien geben an, dass die „depth of cure“ also die Tiefe der Aushärtung bei Bulk Fill Kompositen in tieferen Schichten von 4 mm annähernd so hoch sei wie in oberflächlichen Schichten (Czasch, Ilie 2013; Zorzin et al. 2015). Die durch Studien empfohlene Methode der Verwendung von Bulk Fill Kompositen ist die Verwendung eines fließfähigen Materials als bis zu 4 mm dicke

Deckschicht bei tiefen Kavitäten und die anschließende okklusale Gestaltung mit einem konventionellem oder hoch viskosen Bulk Fill Komposit (Hickel 2012). Viele Praktiker versprechen sich dadurch einen besseren Randschluss, wegen des besseren Anfließverhaltens der „Flowables“ und eine geringere Schrumpfung des Materials bei Polymerisation (Kasper 2010). Die Belichtungszeit sollte trotz einiger Herstellerangaben von nur 10 s, bei 15 s besser 20 s liegen, um auch tiefer liegende Areale vollständig polymerisieren zu können (Hickel 2005). Ein weiterer nicht zu vernachlässigender Faktor ist die Zeitersparnis, die nicht nur unter dem wirtschaftlichen Aspekt gesehen werden muss. Auch viele Patienten bevorzugen eine möglichst kurze Behandlungsdauer, die durch die Bulk Fill Komposite in Kombination mit entsprechenden Adhäsiven erreicht werden kann. Noack (2013) empfiehlt daher die Wahl der Materialien auch den Patientenwünschen anzupassen. So könne auf das „Goldstandard“ Prinzip der inkrementellen Schichttechnik mit einem konventionellem Komposit verzichtet und stattdessen mit einem Bulk Fill Material eine dem Amalgam entsprechende Grundversorgung ermöglicht werden. Unter diesen Aspekten werden daher in der folgenden Studie auch niedrig visköse und hoch visköse Bulk Fill Materialien einer Testung auf ihr Verschleißverhalten hin unterzogen.

Ziele und Hypothesen

Die Null-Hypothesen formulieren sich wie folgt:

- Bei vergleichbarem anorganischem Füllkörpergehalt, weisen Komposite mit größeren Füllkörpern einen höheren Zwei-Körper-Verschleiß auf.
- Nano- und Mikrofüller-Komposite weisen ein signifikant schlechteres Verschleißverhalten im Drei-Körper-Verschleiß als im Zwei-Körper-Verschleiß auf.

In den meisten Zwei-Körper-Verschleiß Studien wurde die Bildung eines sogenannten Tribofilms beobachtet. Dieser stellt eine verdichtete Oberfläche auf der Oberseite des Komposits da, der vermutlich dadurch entsteht, dass abgeriebene Partikel in die Matrix gepresst werden. Tribofilm besitzt andere Eigenschaften als Komposit. Er ist sehr fein, vornehmlich durch die Mahlbestandteile, daher zeichnet er sich durch weniger Reibung, Scherspannung und Verschleiß aus. Die Härte des Tribofilms ist höher als die der Kompositmatrix und geringer als die der Füllkörper. Er maskiert die Einzelfüller und reduziert so das filler plucking, also das Herauslösen der Füllkörper aus der Matrix, deutlich. Im menschlichen Mund findet sich kein Tribofilm, da die Nahrungsbestandteile ihn eliminieren. Im Zwei-Körper-Verschleiß Versuch entsteht der Tribofilm als ein Artefakt durch den Antagonisten und ist auch auf dessen Oberfläche zu finden.

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, im Gemini Kausimulator durch einen Drei-Körper-Verschleiß Versuchsaufbau keinen Tribofilm entstehen zu lassen. Von weiterem Interesse ist der Vergleich zwischen Nano-gefüllten Kompositen und Hybrid-Kompositen. Untersuchungen haben im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch den Nano-Kompositen weniger Verschleiß bescheinigt als Hybrid-Kompositen, da bei

letzteren herausgelöste Füllkörper auf der Oberfläche der Probe für zusätzlichen Abrieb sorgen. Die Hirse sollte dieses Phänomen eliminieren und die neuartigen Nano-Füllkörper auf den Prüfstand stellen. Anhand von REM-Bildern kann dies auch visuell beurteilt werden.

Material und Methode

Im folgenden Abschnitt findet sich eine Beschreibung der getesteten Komposite, sowie ein detaillierter Ablauf der Probenherstellung. Auch wird der genaue Aufbau und Zyklusablauf des Gemini-Kausimulators erläutert.

*Es ist der Tatsache besondere Wichtigkeit beizumessen, dass alle Flowables sowie SDR nicht vom Hersteller als Material für okklusal belastete Füllungen vorgesehen sind. Diese Komposite sollten nicht im okklusalen Kontakt verwendet werden. Der Autor weist darauf hin, dass diese Materialien trotzdem in der Studie so getestet wurden, als ob sie für diesen Zweck zugelassen wären, da viele Zahnärzte aus Zeit- und Kostengründen sie dennoch als einzige Füllmaterialien verwenden. Eine weitere Anmerkung des Autors: Inzwischen wurde das Produkt SDR in einer neuartigen Form auf den Markt gebracht. Der Hersteller gibt das neue Produkt auch für okklusale Füllungen frei, was die Vermutung bestätigt, dass für die Verwendung solcher Komposite im okklusalen Bereich ein Interesse besteht. An der Produktzusammensetzung scheint sich jedoch laut der Gebrauchsanweisung der beiden Produkte nichts geändert zu haben.

Komposit	Matrix	Füllkörper	Typ
Tetric Evo Ceram	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Bariumglasfüller, Präpolymerisate	Hybrid
Tetric Evo Ceram bulkfill	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Bariumglasfüller, Präpolymerisate	Hybrid Bulk Fill
Tetric Evo Flow*	Bis-GMA, UDMA Decandioldimethacrylat	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Siliziumdioxid, Präpolymer	Fließfähiges -Hybrid
Tetric Evo Flow Bulk Fill*	Bis-GMA, UDMA Decandioldimethacrylat	Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Copolymer	Fließfähiges Hybrid Bulk Fill
SDR*	UDMA, Dimethacrylat	Barium-und Strontium-aluminofluorosilikat-Glas	Fließfähiges Bulkfill
Ceram X	Polyurethanmethacrylat, BisGMA, TEGDMA	Sphere-TEC-Füllkörper, Bariumglas und Ytterbiumfluorid.	Nano-Hybrid,
Venus Diamond	TCD-DI-HEA und UDMA	Barium Aluminium Fluorid-Glas	Nano-Hybrid
Venus Bulk Fill	UDMA, EBADMA	Barium Aluminium Fluorid-Glas	Nano-Hybrid BF
Durafill	BisGMA / TEGDMA und UDMA	Siliciumdioxid und Präpolymerisate (Splitterpolymerisat)	Mikrofüller
Harvard Premium Fill	UDMA	Siliciumdioxid und Glasfüller	Nano
Harvard Ultrafill	Dimethacrylatbasierte Harze	Siliciumdioxid und präpolymerisierte Harze	Nano
Filtek XTE Supreme	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA und Bis-EMA	Zirkonium-/Silizium-Clustern, nicht aggregierte Siliziumfüllern und nicht aggregierte Zirkoniumfüller	Nano
Filtek Bulk Fill	ERGP-DMA, Diurethan-DMA und 1, 12-Dodecan-DMA	Siliziumdioxid-Füllkörper Zirkoniumoxid-, Ytterbiumtrifluorid-Füllkörper	Nano-HybridBulkfill

Tabelle 1: Übersicht der getesteten Komposite, unterteilt nach Matrixart, Füllkörperzusammensetzung und Klassifikation des Komposittypus

Verschleißsimulation

Zur Verschleißsimulation eines dentalen Werkstoffs durch einen Gegenzahn im Seitenzahnbereich wird der Kausimulator Typ Gemini verwendet. Dieser besitzt vier Prüfkammern. Da frühere Kausimulatormodelle mit acht Prüfkammern verwendet wurden, werden zwei identische Kausimulatoren vom Typ Gemini (Gemini 1+2) benutzt. Dieser neue Kausimulator weist entscheidende Vorteile gegenüber den früheren Modellen (MUC 1, 2 und 3) auf. Die kompakte Bauform besitzt den Vorteil, dass die Hebel auf dem Querbalken kürzer sind und damit die Gesamtbelastung für die Maschinenbauteile reduziert wird, was die Genauigkeit erhöht.. Dadurch werden Verschleißteile, wie Lagerführungen und Antriebszylinder entlastet und die horizontale Gleitbewegung präzisiert. Weitere Vorteile der kompakten Bauform sind die kostengünstigen Bauteile sowie die Möglichkeit der Aufrüstung für weitere Versuche, dafür müssen zusätzlich Module hinzugefügt werden. Die Standardzusammensetzung Typ Gemini 1 für Zwei-Körper-Verschleiß-Versuche ist in Abbildung (7) zu sehen.



Abbildung 7: Kausimulator vom Typ Gemini 1 mit vier Kammern im Aufbau für den Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch.

Alle vier Prüfkammern sind auf einer massiven Basisplatte montiert, welche horizontale Bewegungen ermöglicht, sodass alle Kammern synchron den gleichen Weg zurücklegen. Durch einstellbare Endanschläge, siehe Abbildung (8) kann die Horizontalbewegung auf 0,5 mm angepasst werden.



Abbildung 8: Einstellbarer Endanschlag für horizontale Gleitbewegung

Dies entspricht dem für die sogenannte „long centric“ als Obergrenze angegebenen Wert. Die Gewichte für die Belastung wiegen alle fünf kg, entsprechend einer Kraft von 49 N. Die Probe und der Antagonist werden exakt gegeneinander positioniert. Dies ist möglich, da die Kammer mit einer Positionierungshilfe versehen ist, die ein exaktes Repositionieren ermöglicht. Die vertikale Last wird durch einen Antagonisten eingeleitet, der mittig auf die Probe zentriert ist. Alle vier Antagonisten laufen durch einen Querbalken, welcher von einem Druckluftzylinder vertikal nach oben bewegt werden kann. Der Abstand zwischen Antagonist und Probe kann individualisiert werden, ist aber bei diesen Versuchen für alle Kammern gleich gewählt. Der Aufsetzimpuls aller Kammern ist unabhängig von diesem Abstand gleich, da durch eine Abluftdrossel im Druckluftzylinder eine konstante Sinkgeschwindigkeit eingestellt wird. Weil zwischen den Kammern trotzdem eine Differenz bestehen kann, wurde jedes Material zweimal pro Kammer getestet.

Die Proben und die Antagonisten wurden während der Belastungen in destilliertem Wasser bei Raumtemperatur (22°C) gelagert. Als Antagonisten wurden zur Simulation des 2-Körper-Verschleißes Degussitkugeln verwendet, die eine standardisierte Geometrie aufweisen (5 mm Durchmesser, Degussit, FRIATEC, Mannheim, GER).



Abbildung 9: Kausimulator Typ Gemini 1 modifiziert für den Drei-Körper-Verschleiß-Versuch. Die vier Kammern sind mit den Trichtern sowie den Silikon-Aufsätzen modifiziert worden.

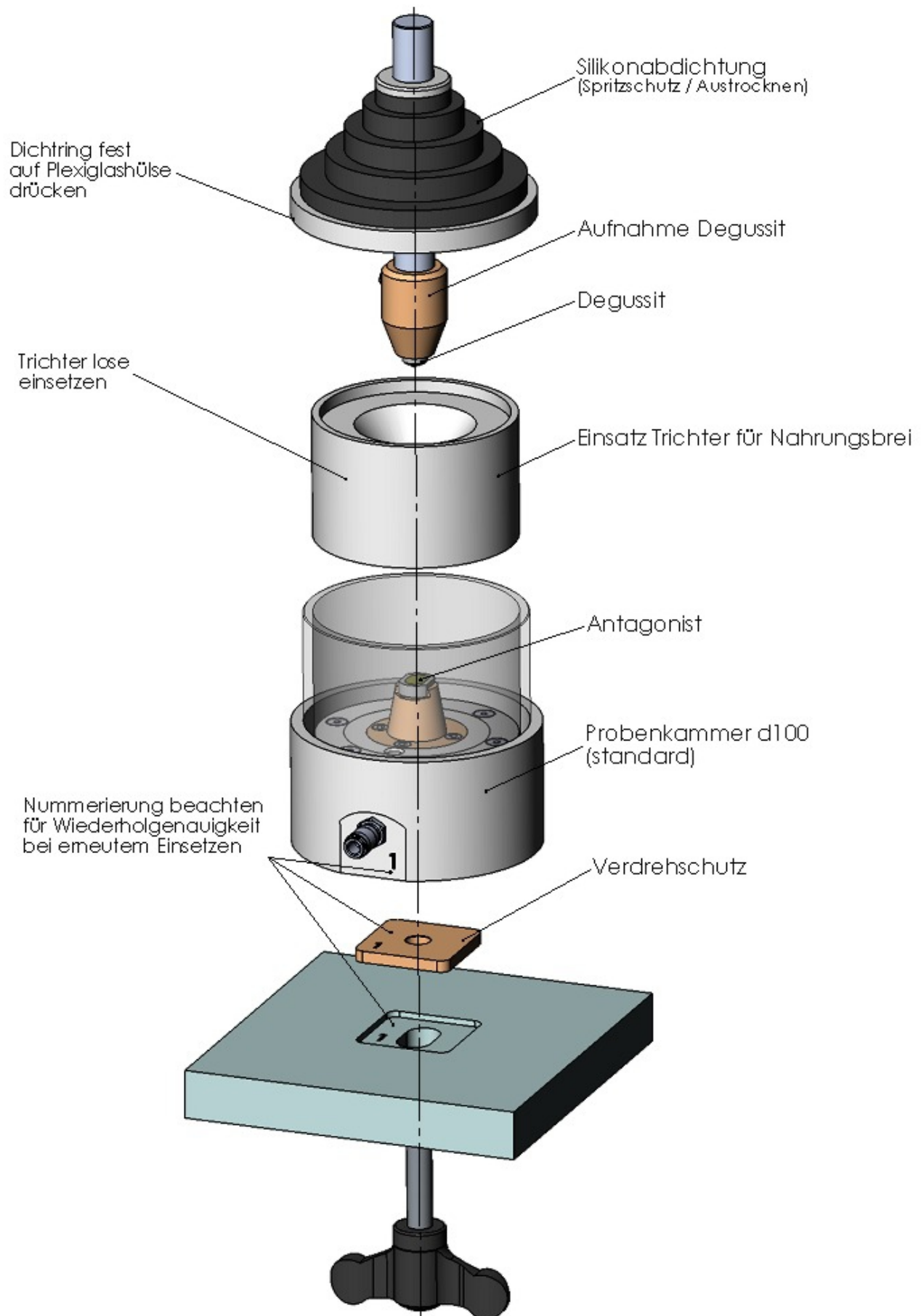


Abbildung 10: Schematischer Aufbau des Gemini Kausimulators inklusive der Komponenten für den Drei-Körper-Verschleiß.

Für den Drei-Körper-Verschleiß sind die Kausimulatoren mit Trichtervorrichtungen modifiziert, die in die Kammern eingelassen werden, (siehe auch Abbildung 9). Ein schematischer Aufbau des Kausimulators ist in Abbildung 10 dargestellt.

Als Medium wurde ein Hirse-Wasser-Gemisch eingebracht. Dieses wird durch den Trichter genau auf die Probe gelenkt und sorgt für ein konstantes Nahrungsgemisch auf der Probenoberfläche. Zur Herstellung des Mediums wurden 150 g Hirse in zwei Portionen zu je 75 g geteilt und jede für genau 5 s in einer Schlagmesser Kaffeemühle (Mellert) gemahlen. Das Gemisch wurde im Verhältnis 20 ml destilliertes Wasser zu 0,4 g Hirse pro Kammer hinzugefügt. Diese Hirse-Wasser-Suspension entspricht dem simulierten Nahrungsbrei, wie er auch für die sog. ACTA-Verschleißsimulation verwendet wird. Nach Ablauf jedes Zyklus (10.000, 30.000, 50.000) wurde ein neues Gemisch eingebracht. Da die Maximalzahl der Zyklen, sowie die Zwischenschritte erst eruiert werden mussten, wurden die ersten vier getesteten Materialien (Tetric Evo Ceram, Tetric Evo Ceram Bulkfill, Tetric Evo Flow, Tetric Evo Flow Bulkfill) folgenden Schritten unterzogen: 5.000, 20.000, 35.000, 50.000 Zyklen. Nach Etablierung der Methode wurde der Zwischenschritt mit 20.000 Zyklen weggelassen und mit den drei Schritten 10.000, 30.000 und 50.000 fortgefahren. Die Information über die Anzahl der Zyklen ist auch bei der Sektion Ergebnisse zu berücksichtigen.

Prüfkörperherstellung

Um die Proben herzustellen, wurden Aluminiumprobenhalter (Syndicad, München, GER) silikatisiert. Dazu wurden die Halter im Rocatec-Verfahren (3M ESPE, Seefeld, GER) behandelt um einen kraftschlüssigen Verband zwischen Halter und Komposit zu gewährleisten. Der Vorgang umfasst zwei Schritte. Zuerst wird die Oberfläche mit Rocatec pre mechanisch und unter Druck aufgeraut, dann mit Rocatec plus silikatisiert. Die Proben wurden bis zur weiteren Bearbeitung trocken gelagert. Dann wurden die Probenhalter mit ESPE Sil (3M ESPE) silanisiert und für fünf min. nicht berührt, um das Silan trocknen zu lassen.

Anschließend wurden die Komposite je nach Gebinde mit einem Heidemannspatel oder direkt in den Probenhalter eingebracht und mit einem durchsichtigen Matrizenband (Frasaco, Tettang, GER) abgedeckt. Dies soll die Sauerstoffinhibitionsschicht reduzieren, die durch die Polymerisation des Komposits entsteht. Anschließend erfolgte die Polymerisation mit einem Lichtpolymerisationsgerät (BluePhase Style, Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, FL) für 40 s. Dieser Vorgang des „overcurings“ stellt sicher, dass kein oder wenig Photoinitiator in dem Komposit zurückbleibt und das Material möglichst gut polymerisiert ist. Die Proben wurden dann maschinell (LD 40, LECO, Mönchengladbach, GER) unter fließendem Wasser plan geschliffen, um die vorhandene Inhibitionsschicht zu entfernen und die Proben kraftschlüssig in der Form zu fixieren und Unebenheiten zu eliminieren. Dies erfolgte mit SiC-Schleifpapier der Körnung P180 und P1200. Die Proben wurden in einem Behälter mit Ringerlösung bei 34°C für 24 Stunden im Temperierschrank gelagert, um eine Nachpolymerisation und einen Spannungsausgleich zu ermöglichen.

Die Degussit-Antagonisten wurden nach dem gleichen Protokoll fixiert. Dies wurde mit dem Befestigungskomposit Variolink Veneer (Ivoclar Vivadent, Liechtenstein, FL) durchgeführt, hierbei wurde besonders darauf geachtet, kein Befestigungsmaterial auf die Kontaktoberfläche aufzubringen.

Verschleißmessung

Die Prüfkörper wurden nach den angegebenen Zyklenzahlen gereinigt, abgeformt und dreidimensional ausgewertet. Alle Prüfungen innerhalb eines Durchgangs wurden innerhalb von 24 Stunden durchgeführt und beendet. Die Proben wurden in spezielle Halterungen positioniert und mit Messingformen abgeformt (Impregum Penta, Espe, Seefeld, s. auch Abbildung 11).

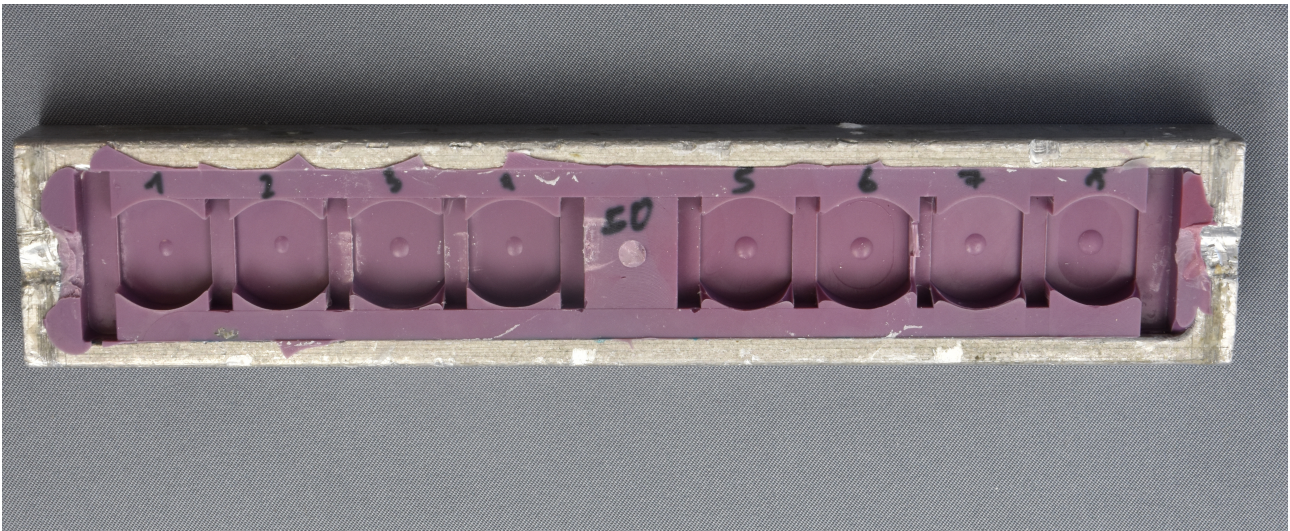


Abbildung 11: Abformschiene mit Impregum für acht Probenhalter. Die Markierungen beugen eine Verwechslung der Proben vor.

Nach 15 Minuten konnten die Proben wieder aus der Abformung genommen und nach weiteren 45 Minuten unter Beachtung der Rückstellzeit des Materials mit weißem Fujirock EP Gips (GC, Tokio, Japan) ausgegossen werden (siehe Abbildungen 12 und 13). Der Gips wurde nach 60 Minuten aus der Form entfernt und für 24 Stunden trocken gelagert. Anschließend trimmte man die einzelnen Prüfkörpergipsmodelle per Hand und befreite sie mit einem leicht feuchten Tuch von Gipsstaub. Wichtig ist, darauf hinzuweisen, dass der Probenhalter und die Probenformen der Prüfkörper und Antagonisten so aufeinander abgestimmt sind, dass eine exakte mechanische Repositionierung nach Entnahme für die Abformung möglich ist.



Abbildung 12: Probenhalter nach Kausimulationsvorgang mit Komposit.

Abbildung 13: Gips-Replika der Kompositoberfläche, getrimmt und gereinigt.

Die Gipsmodelle wurden dann dreidimensional ausgewertet. Ein 3D-Laserscanner KF-30 (Syndicad, München, GER) tastet die Probenoberfläche ab. Die Auflösung des Scanners wurde lateral auf 20 μm eingestellt und beträgt vertikal weniger als 1 μm . Die Auswertung des Verschleißes erfolgte mit der Software Match3D (Gloger, 1998). Ausgewertet wurde der sog. maximale Höhenverlust, da dieser mit der Veränderung der vertikalen Distanz korreliert.

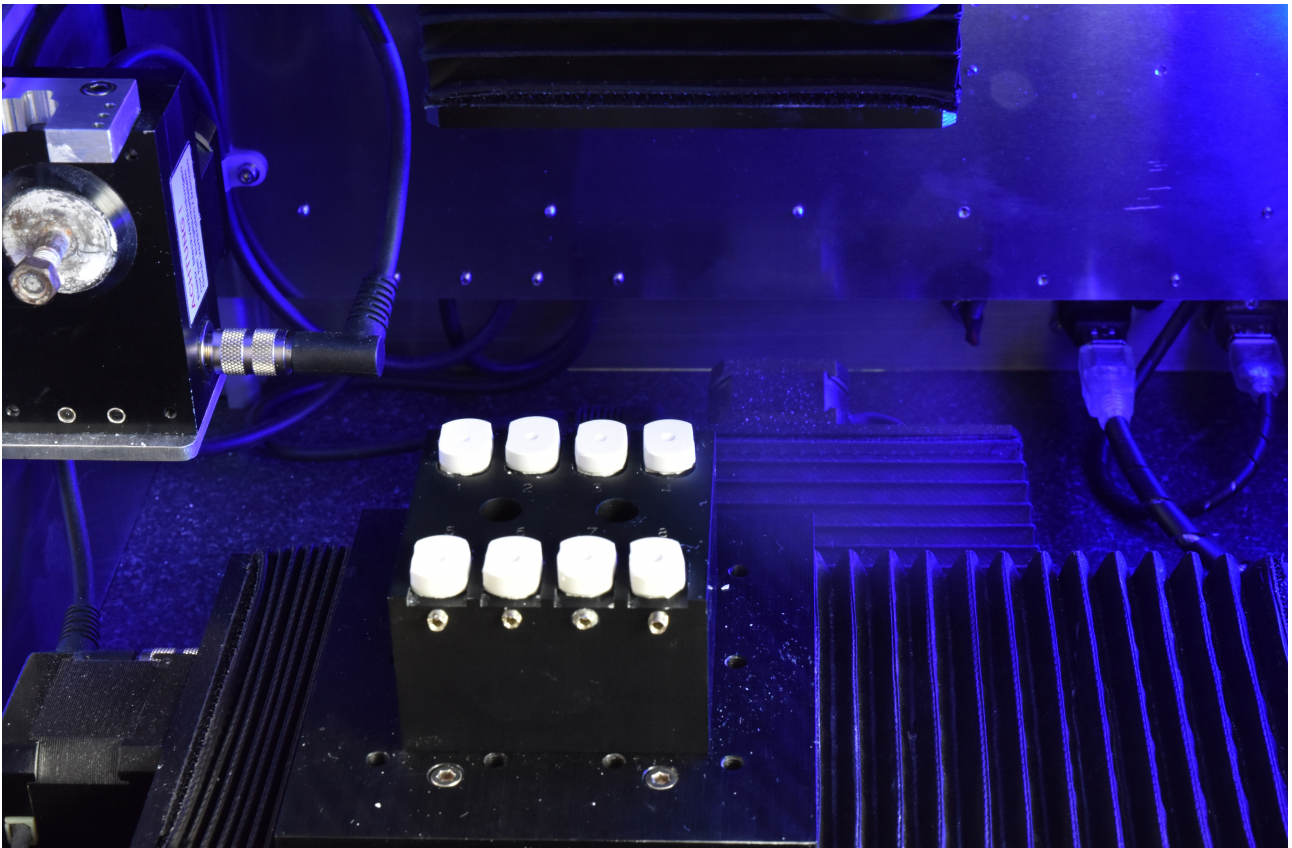


Abbildung 14: Laserscanner mit Scanvorrichtung und acht Gipsproben vor Beginn des Scanvorganges

Ein Pixelrauschen entsteht bei jeder Messung entweder durch den Sensor oder durch punktuelle Reflexe an der Probenoberfläche. Um diese Ausreißer zu eliminieren, werden bei der Auswertung nicht die maximal negativen Werte sondern der 2,5 % Quantil verwendet. Die Auswertung der Daten erfolgt mit dem Statistikpaket R (R Core Team, 2016). Mit den Daten wurde die deskriptive Statistik sowie eine zweifaktorielle Varianzanalyse mit den Faktoren Material und Verschleißbedingung (2-Körper-vs.-3-Körper-Verschleiß) berechnet. Des Weiteren wurde auch eine einfaktorielle Varianzanalyse mit Tukey post-hoc Test durchgeführt (jeweils separat für 2-Körper-Verschleiß bzw. 3-Körper-Verschleiß, Faktor Material). Zuletzt wurde eine Kurvenanpassung zur Bestimmung der Verschleißrate (ANOVA: linear model über die Zyklenzahl separat für jedes Material und jede Verschleißsimulation) erstellt.

Ergebnisse

Deskriptive Statistik

Die 2,5% Quantile des Verschleißes beider Versuchsaufbauten zeigen Abbildungen (19 und 20).

Die Verschleißrate, also die Zunahme des Verschleißes nach einer festgelegten Anzahl Zyklen, setzt sich aus zwei Parametern zusammen:

$$y = ax + b$$

a = Steigung entspricht Verschleißrate

b = intercept/ y-Achsenabschnitt (auch als wear-in interpretierbar)

Abbildungen (15) und (16) zeigen die Verschleißraten anhand der Materialien Tetric Evo Flow Bulk Fill und Filtek Bulk Fill.

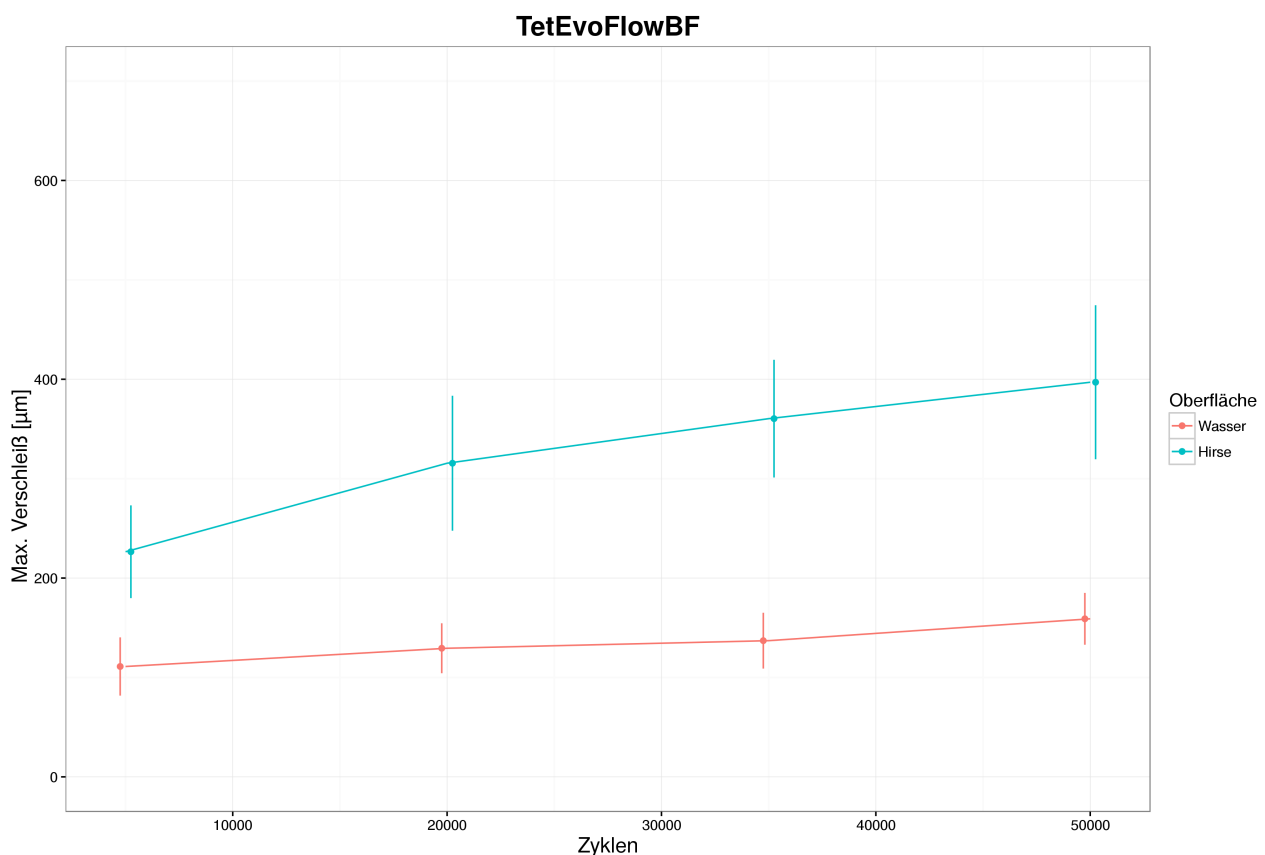


Abbildung 15: Verschleißrate von Tetric Evo Flow Bulk Fill nach 10000, 20000, 35000 und 50000 Zyklen. Die Y Achse zeigt den maximalen Verschleiß, die X Achse die Anzahl der Zyklen. Im Wasser Versuch(Zwei-Körper) ist nur eine geringe Änderung des maximalen Verschleißes erkennbar. Im Hirse Versuch (Drei-Körper) ist die running-in Phase deutlich zwischen 5000 und 35000 Zyklen zu sehen.

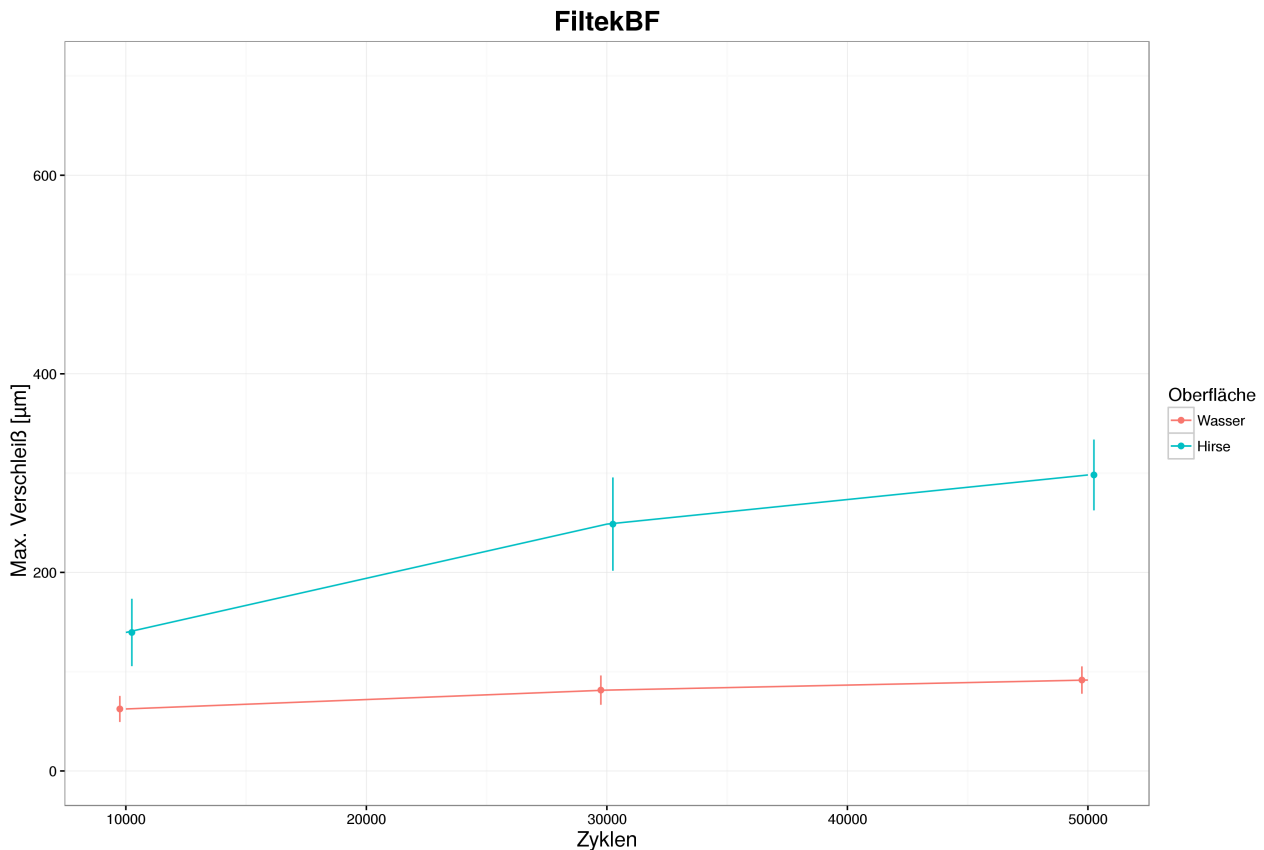


Abbildung 16: Verschleißrate von Filtek Bulk Fill nach 10000, 30000 und 50000 Zyklen. Die Y Achse zeigt den maximalen Verschleiß, die X Achse die Anzahl der Zyklen. Die Verschleißrate ist zwischen 10000 und 30000 Zyklen zu sehen (blauer Balken, Hirse). Im Wasser Versuch (roter Balken) ist beinahe keine Zunahme des Verschleißes erkennbar.

Unterschiedshypothesen

Die Unterschiedshypothesen wurden mit Hilfe des mittleren maximalen Verschleißes nach 50.000 Zyklen berechnet. Die zweifaktorielle Varianzanalyse für die Faktoren Material und Verschleißsimulation (2-K- vs. 3-K-Verschleiß) konnte sowohl für den Faktor Verschleißsimulation ($P < 2,2e-16$) als auch für den Faktor Material ($P < 2,2e-16$) höchst signifikante Unterschiede bestimmen. Berechnet man die Varianzanalyse für jede Verschleißsimulation einzeln, können für den Zwei-Körper-Verschleiß und den Drei-Körper-Verschleiß signifikante Unterschiede festgestellt werden. Die Varianzanalyse für die einzelnen Verschleißsimulationen mit Tukeys Post Hoc Test ist

in den Abbildungen (17) und (18) dargestellt und in den Tabellen (2) sowie (3) zusammengefasst. Hinsichtlich der Streuung kann man den Variationskoeffizient berechnen, indem man die Standardabweichung durch den Mittelwert dividiert. Der mittlere Variationskoeffizient von 0,21 für alle Versuchsgruppen über alle Faktoren ist für tribologische Daten als sehr gering einzustufen. Der niedrigste Variationskoeffizient beträgt 0,08 der höchste 0,56. Nach 50.000 Zyklen lag der Variationskoeffizient immer unter 0.33, wobei der Durchschnitt 0.19 betrug

Komposite/ Homogene Untergruppen	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D	Gruppe E	Gruppe F	Gruppe G
Tetric Evo Ceram					X	X	
Tetric Evo Ceram Bulk Fill			X		X		
Tetric Evo Flow						X	X
Tetric Evo Flow Bulk Fill					X	X	
Ceram X		X	X	X			
SDR							X
Durafill	X						
Venus Diamond	X	X					
Venus Bulk Fill				X	X		
Ultrafill	X	X					
Premiumfill		X	X	X			
Filtek Supreme XTE	X	X					
Filtek Bulk Fill	X		X				

Tabelle 2: Die Komposite nach Tukeys post hoc Test in homogene Untergruppen eingeteilt. Im vorliegenden Zwei-Körper-Verschleiß liegen acht Untergruppen vor.

Komposite/Homogene Untergruppen	Gruppe A	Gruppe B	Gruppe C	Gruppe D
Tetric Evo Ceram	X	X		
Tetric Evo Ceram Bulk Fill	X			
Tetric Evo Flow		X	X	
Tetric Evo Flow Bulk Fill				X
Ceram X	X	X		
SDR				X
Durafill	X	X		
Venus Diamond	X	X		
Venus Bulk Fill	X		X	
Ultrafill	X		X	
Premiumfill	X	X		
Filtek Supreme XTE	X		X	
Filtek Bulk Fill	X		X	

Tabelle 3: Die Komposite nach Tukeys post hoc Test in homogene Untergruppen eingeteilt. Im vorliegenden Drei-Körper-Verschleiß liegen nur 4 Untergruppen vor. Die Unterschiede sind deutlich geringer geworden, die Homogenität steigt.

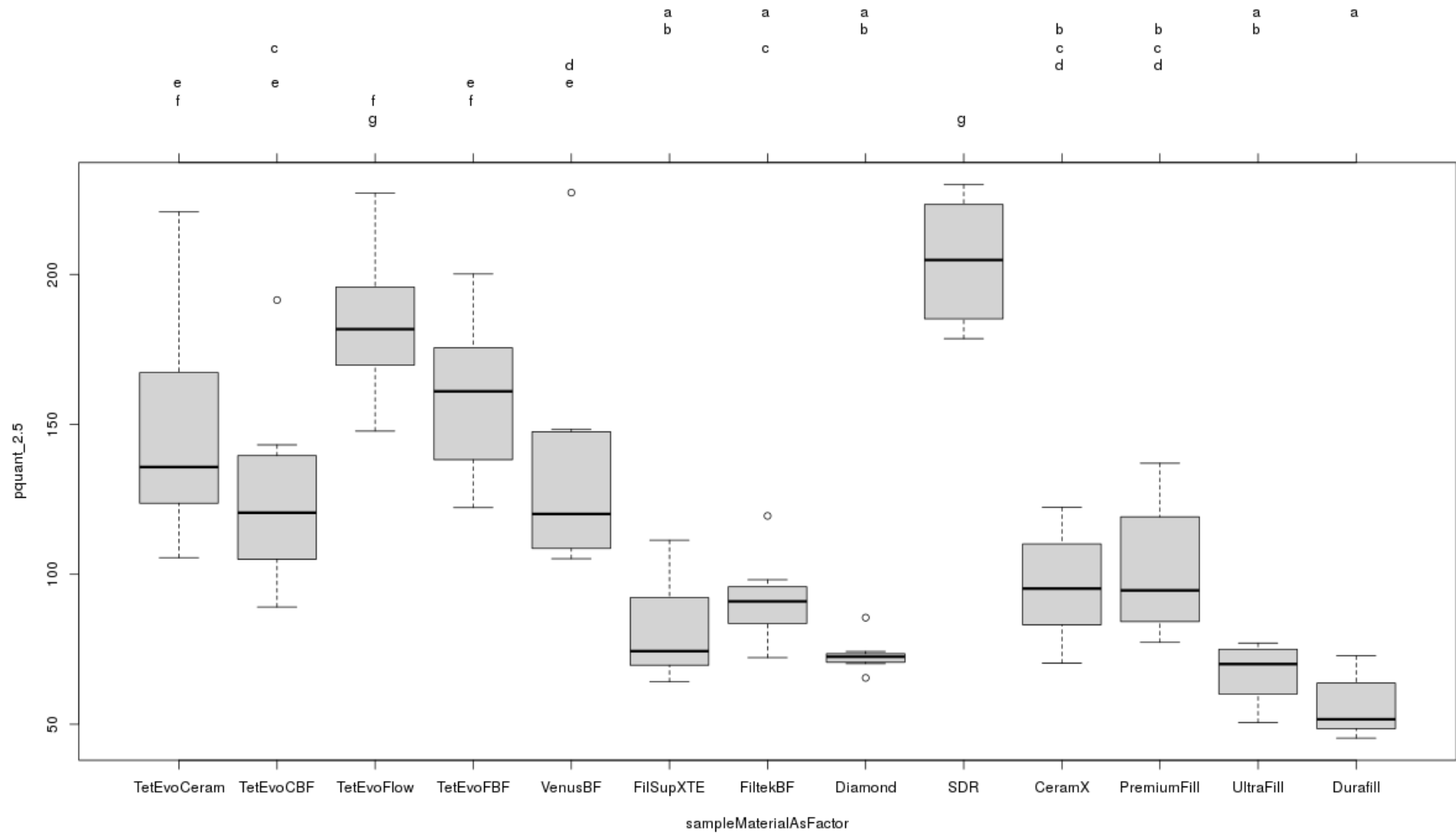


Abbildung 17: Zwei-Körper-Verschleiß Varianzanalyse. Die Komposite sind in homogene Untergruppen eingeteilt, die durch die Buchstaben a-g zusammengefasst sind. Die Y-Achse zeigt die 2.5 Quantile, d.h. Nicht den maximalen Verschleißwert sondern die Werte, die unter 2,5% des maximalen Verschleißes liegen. Die Standardabweichung ist in sogenannten error bars an den einzelnen Kompositen nach oben und unten dargestellt.

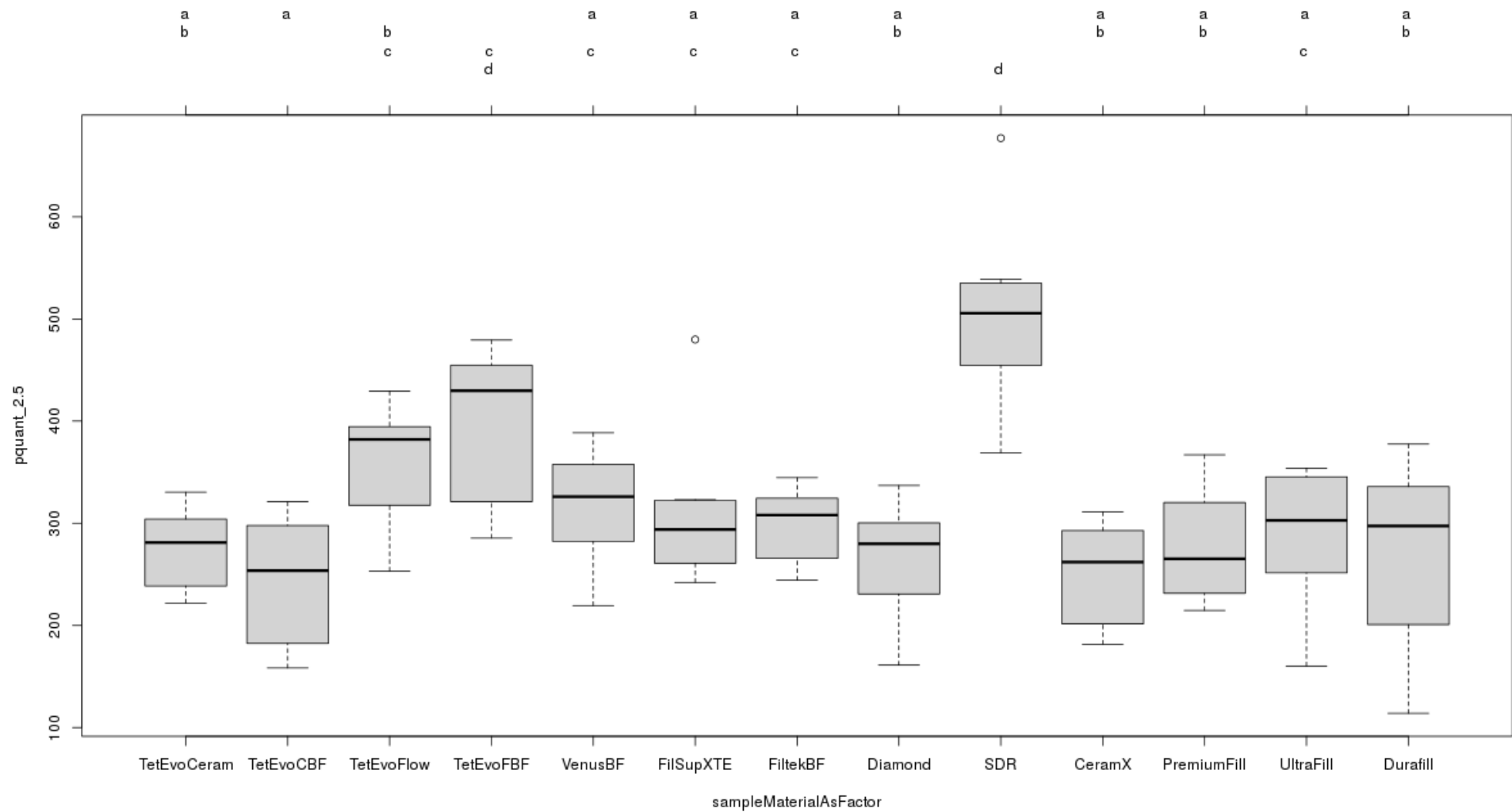


Abbildung 18: Drei-Körper-Verschleiß Varianzanalyse. Die Komposite sind in homogene Untergruppen eingeteilt, die durch die Buchstaben a-d zusammengefasst sind. Die Komposite sind im Drei-Körper-Verschleiß viel homogener verteilt, daraus ergibt sich die geringere Anzahl an Untergruppen

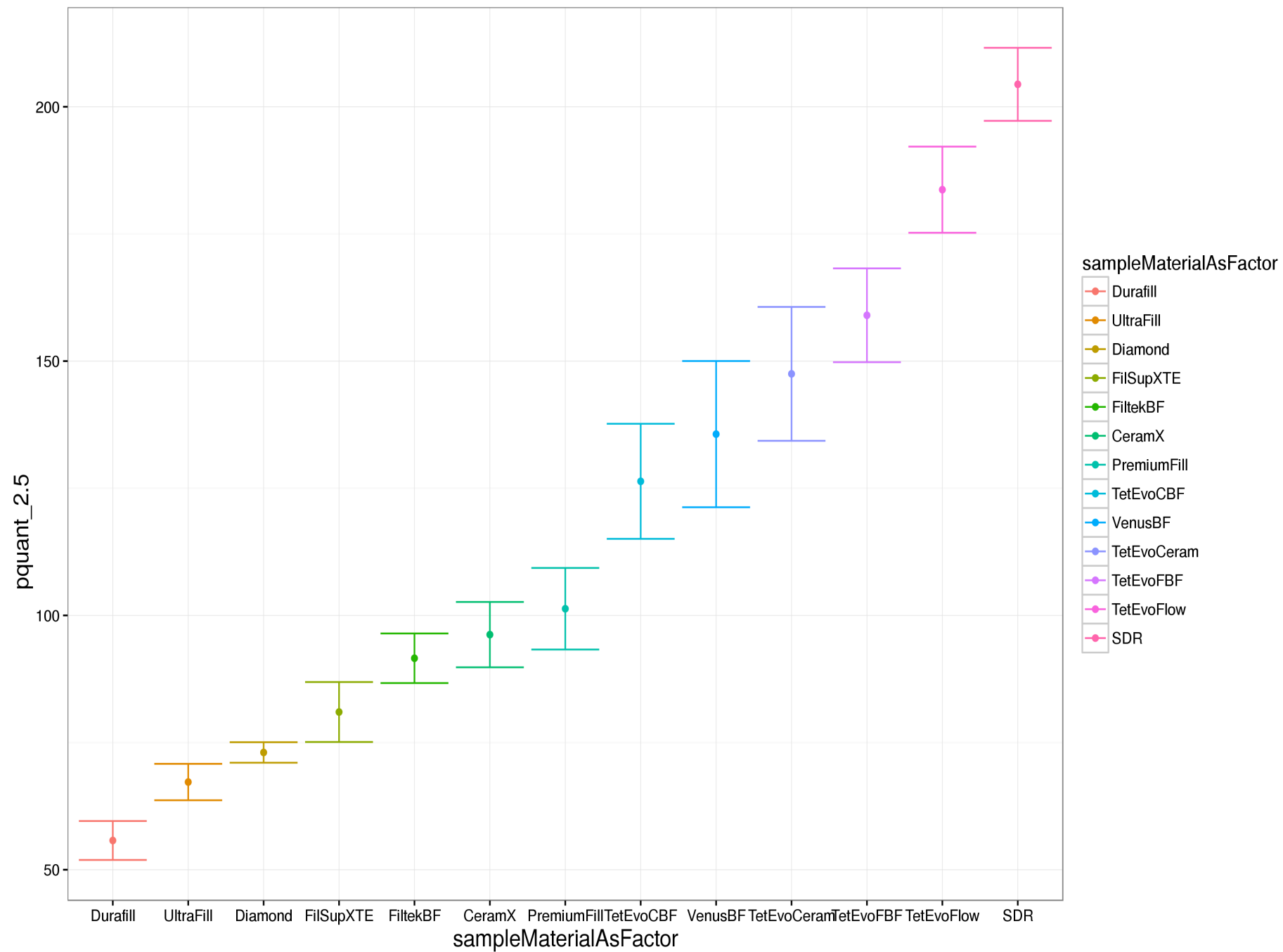


Abbildung 19: Verschleißwerte im 2,5% Quantile im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch. Es ist eine deutliche Differenzierung zwischen den Kompositen erkennbar. Die Werte auf der Y-Achse sind in μm angegeben.

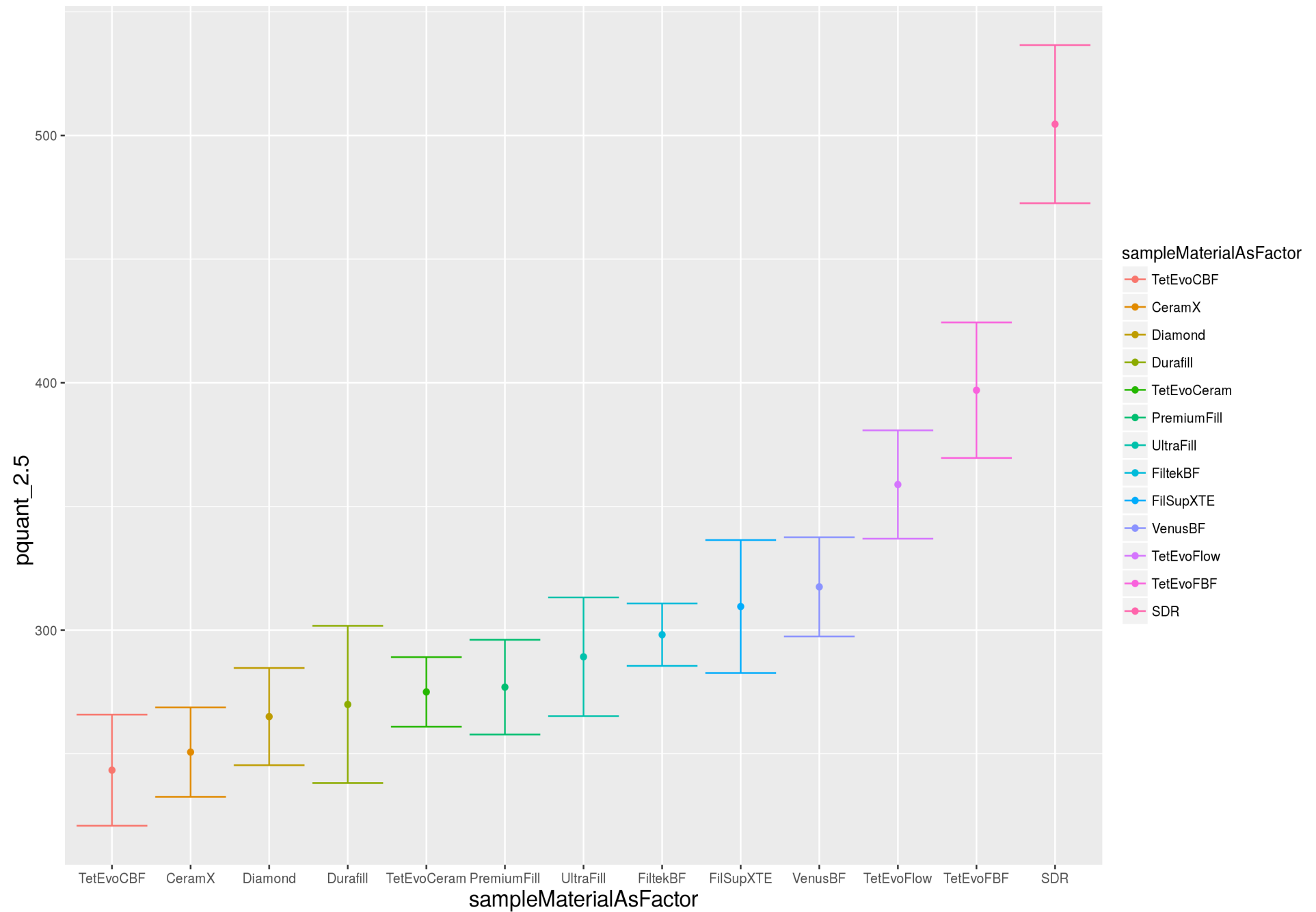


Abbildung 20: Verschleißwerte im 2.5% Quantile im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch. Bis auf die drei Flowables im rechten Teil, haben sich die Verschleißwerte der Komposite aneinander angeglichen.

REM-Analyse der Kompositproben

Im folgenden Abschnitt erfolgt eine Betrachtung der Oberfläche der Kompositproben nach 50.000 Zyklen im Kausimulator.

Tetric Evo Ceram (Abbildungen 21-24)

Das Komposit zeigt in der Übersichtsaufnahme eine ovale Form. Diese entsteht durch die voreingestellte Vorwärtsbewegung von 0,5mm, der „long centric“. Dennoch ist die gemessene Verschleißspur mit ca. 2,4mm deutlich größer, als anzunehmen wäre. (s. Abbildung(21)).

Bei 5000facher Vergrößerung ist der Tribofilm sichtbar. Mehrere Rillen verlaufen parallel zur Verschleißbahn und könnten durch herausgelöste Füllkörper verursacht worden sein. Einzeln ist auch delaminierter Tribofilm erkennbar (s. Abbildung(22))

Im Drei-Körper-Verschleiß wirkt das Verschleißareal rundlicher, vermutlich wurde hier die Probe stark durch den Kugel-Antagonisten abradiert und der Auftreffpunkt runder (s. Abbildung(23)).

In 5000facher Vergrößerung ist der Tribofilm größtenteils abgetragen. Die Matrix und einige Füllkörper sind sichtbar. Die Risse im oberen linken Bereich zeigen sich an der Grenze zu den Präpolymerisaten(s. Abbildung (24))

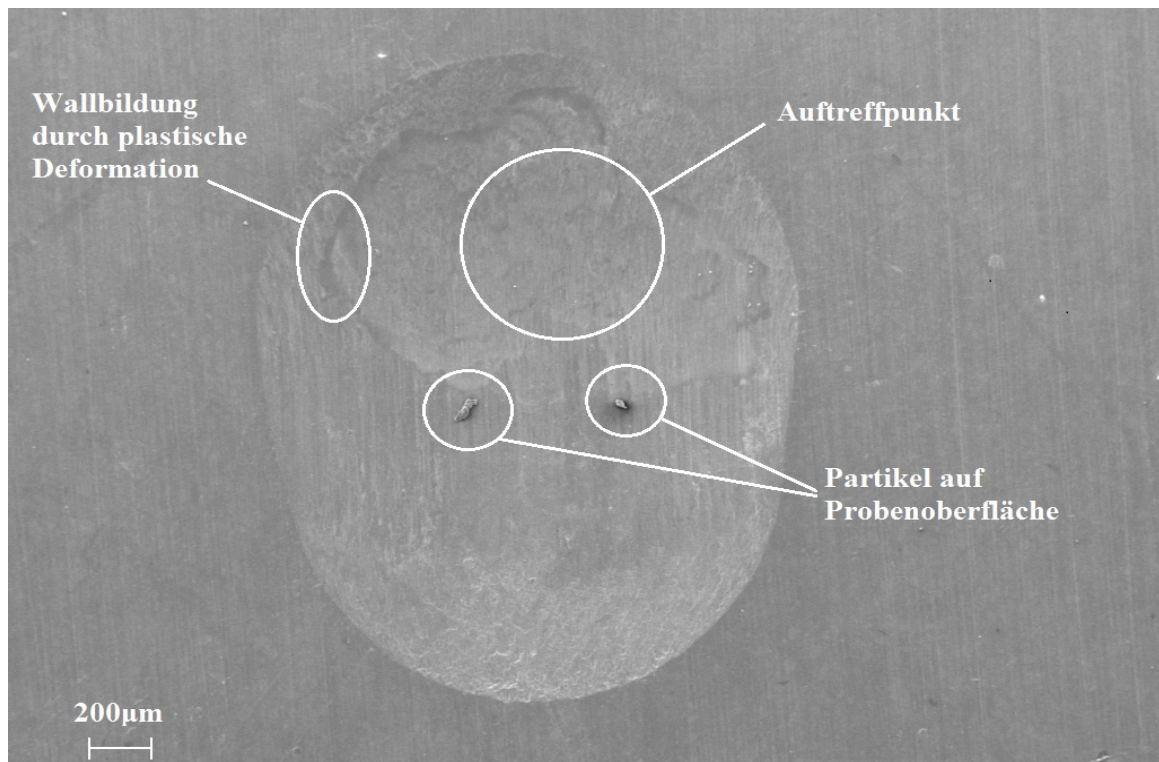


Abbildung 21: Tetric Evo Ceram, 256X. Mehrere Verunreinigungen auf der Oberfläche. Der Antagonist hinterließ eine ca. 2,4mm lange Furche. Dies entspricht einer 4fach längeren Fläche als durch den Endeinschlag eingestellt.

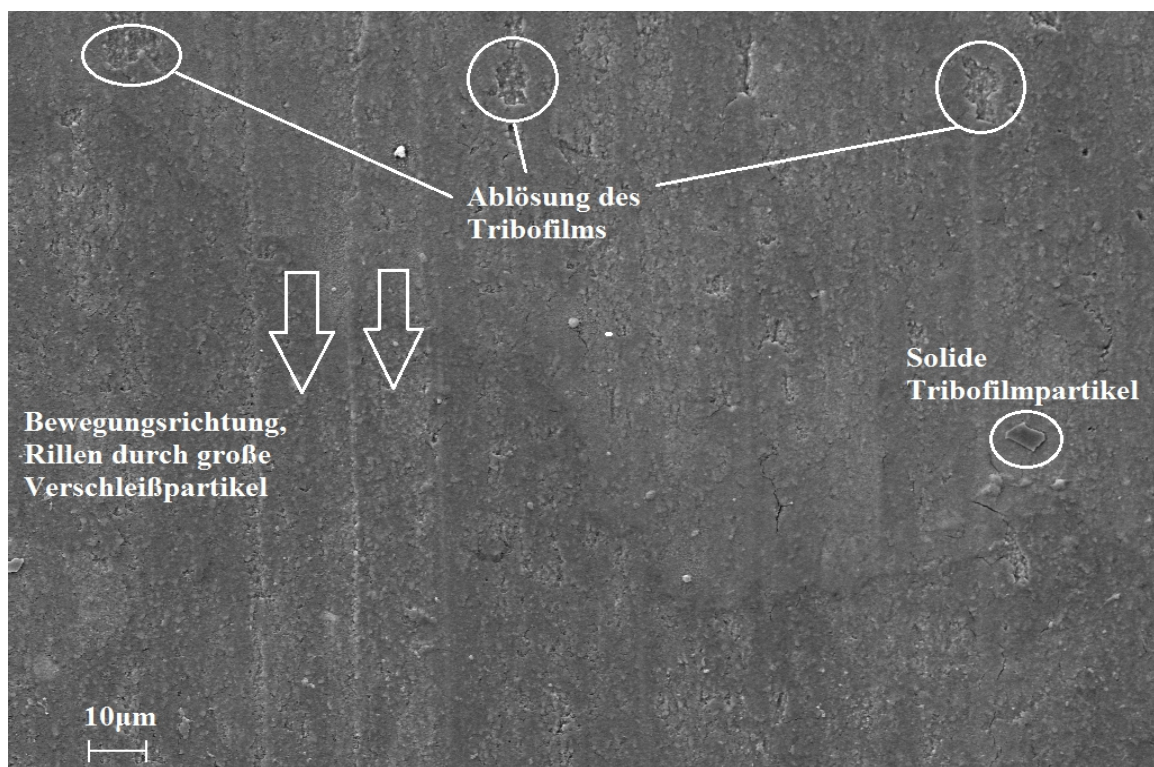


Abbildung 22: Tetric Evo Ceram, 5000X. Der Tribofilm ist im oberen Bildbereich delaminiert. Deformationen und die Bewegungsrichtung (Pfeile) sind eingezeichnet.

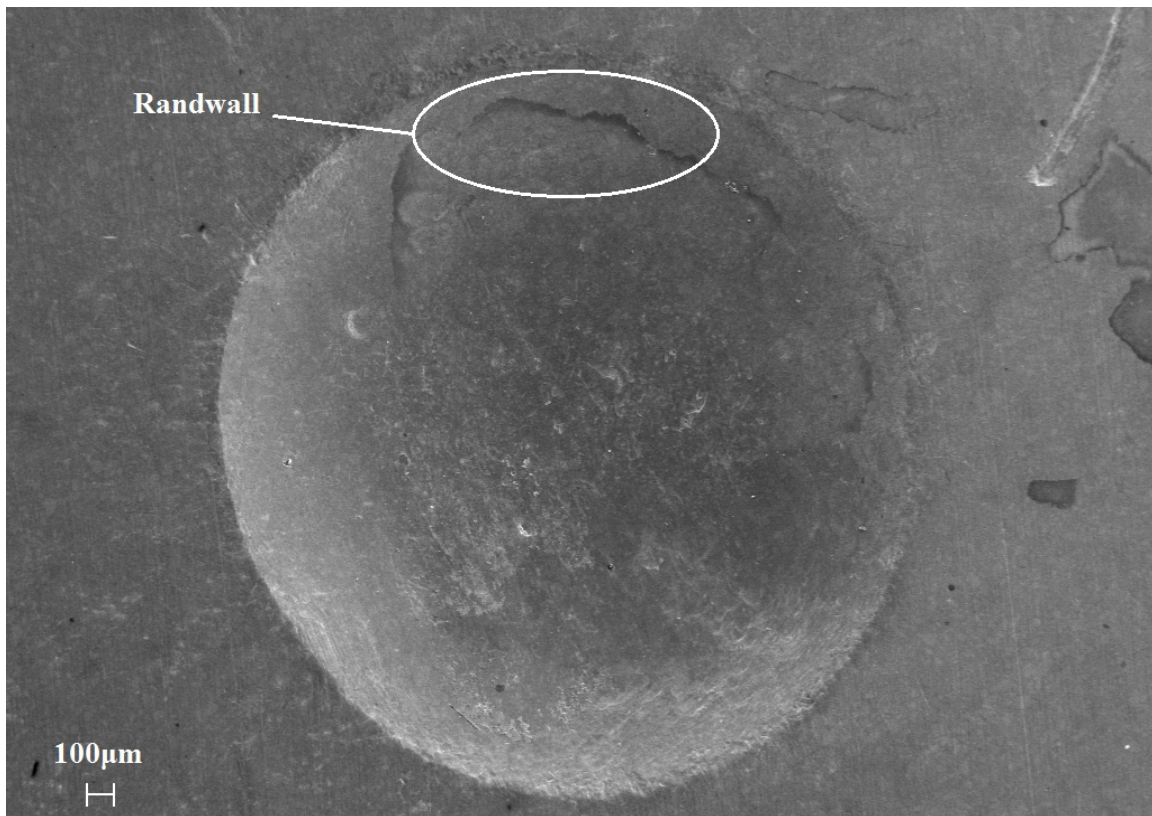


Abbildung 23: Tetric Evo Ceram im Hirse-Versuch, 300X. Rundlicheres Bild als beim Zwei-Körper-Verschleiß. Bildung eines Randwalls im Gebiet des Antagonistenkontakts

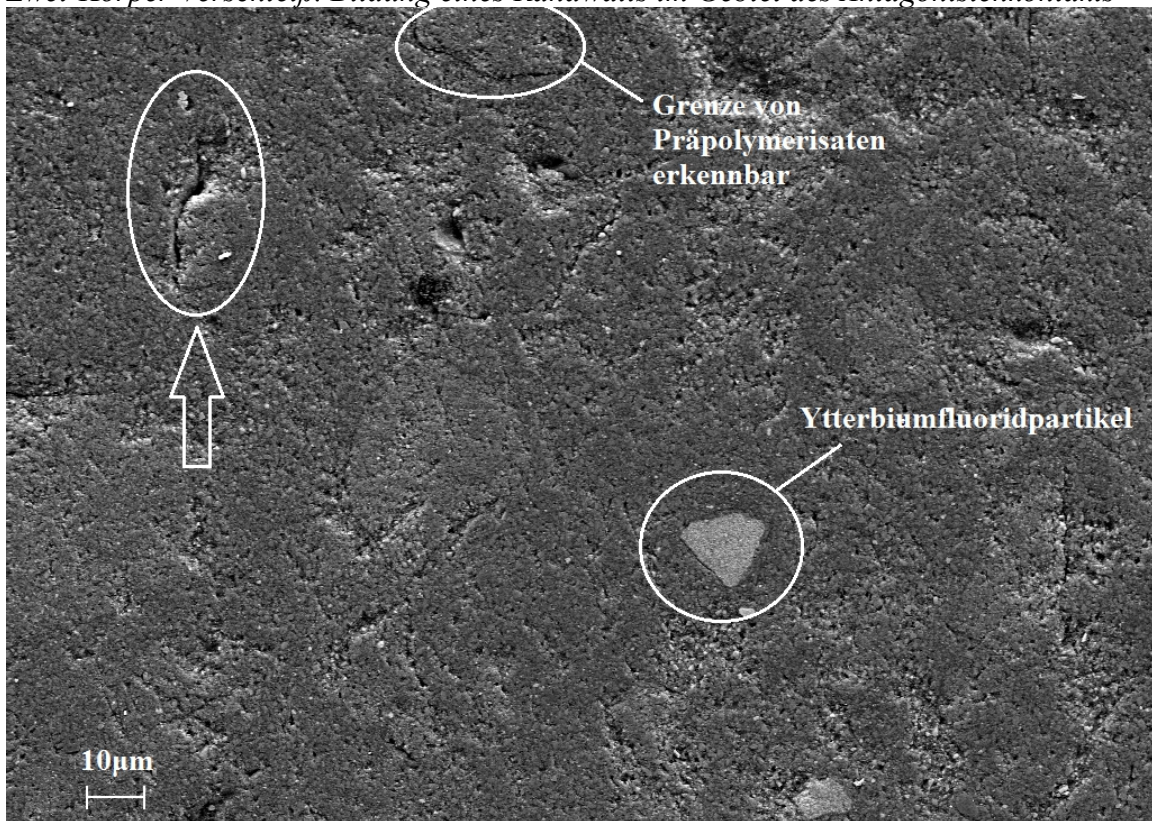


Abbildung 24: Tetric Evo Ceram im Hirse-Versuch 5000X. Der Verschleiß durch die Hirsesuspension an Präpolymerisatsgrenzen ist parallel zur Bewegungsrichtung größer als senkrecht dazu(s. Pfeil)

Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Abbildungen 25-26)

Die Kontaktfläche des Antagonisten ist in Abbildung (25) in 1000facher Vergrößerung deutlich zu erkennen. Sie ist gesäumt durch viele schollige Auflagerungen. Die Oberfläche ist deformiert, die Grenze des Auftreffpunkts ist scharf gezogen.

Auffällig ist die beinahe runde Erscheinung der Probe in 200facher Vergrößerung im Drei-Körper-Verschleiß. Die Form des Degussit-Antagonisten ist deutlich zu erkennen. Abbildung (26). Zentral befinden sich einige Deformationen der Kompositoberfläche.

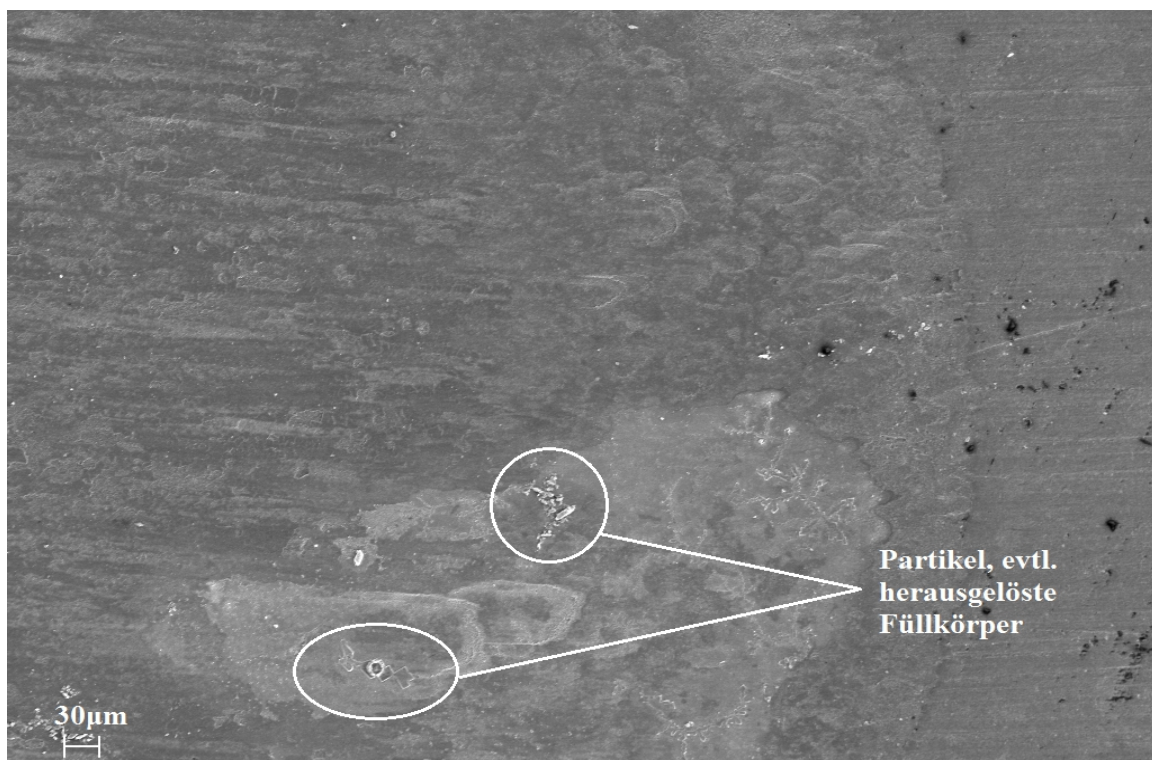


Abbildung 25: Tetric Evo Ceram Bulk Fill, Wasser, 1000X. Wellige Deformationen im rechten Rand des Bildes. Eine Vielzahl von herausgelösten Partikeln lagert sich auf der Oberfläche ab.

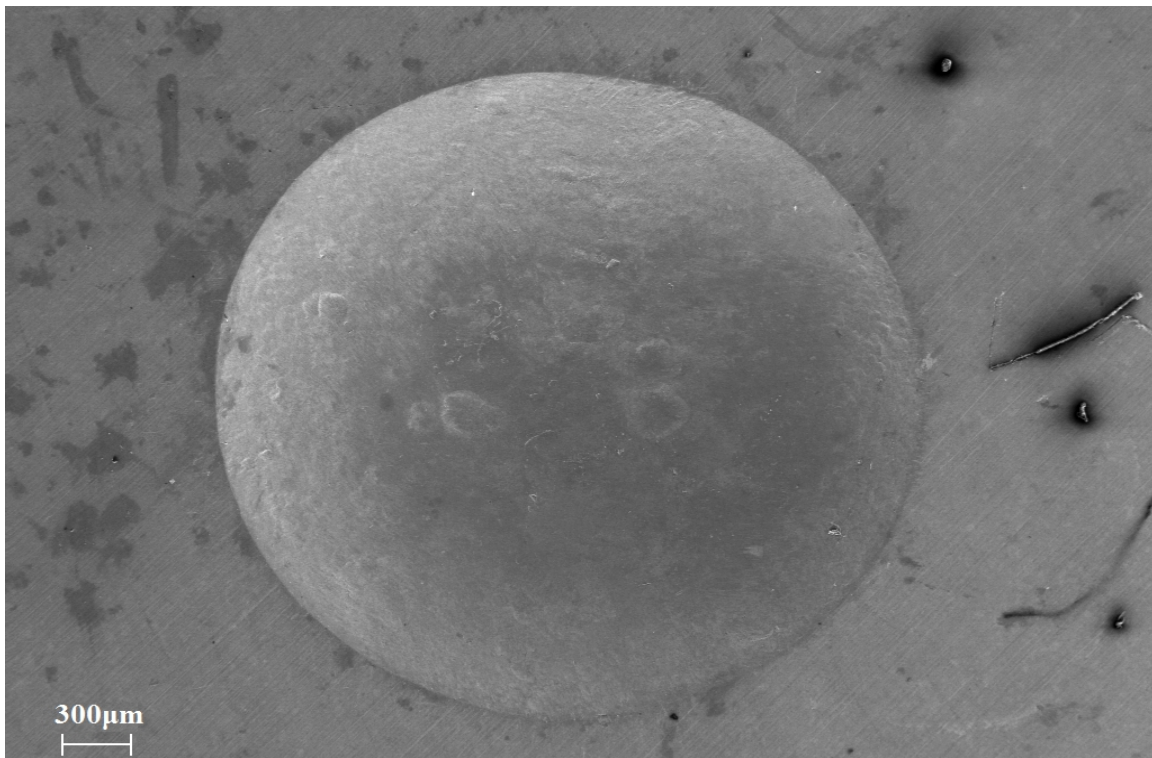


Abbildung 26: Tetric Evo Ceram Bulk Fill, Hirse, 200X. Einige Verunreinigungen am rechten Rand. In der Mitte der Probe kraterartige Delaminationen, horizontale Bewegungsrichtung.

Tetric Evo Flow (Abbildungen 27-30)

Am unteren linken Rand des Verschleißareals ist eine Blase zu erkennen, vermutlich bei der Applikation des Kompositmaterials in den Probenträger entstanden. Bei Abbildung (27) in 5000facher Vergrößerung sind Areal mit plastischer Deformation und einzelne Füllkörper erkennbar. Die Oberfläche der Probe zeigt eine deutliche Deformation des Tribofilms(s. Abbildung (28)).

In der Übersichtsaufnahme ist erneut eine runde Einschlagfläche erkennbar. Von der Mitte ausgehend ziehen sich wellenartige Verschleißbahnen in die obere Richtung des Bildes. Bei höherer Vergrößerung sind viele angeschnittene Füllkörper erkennbar, ein Tribofilm ist nicht erkennbar. Einige Krater, womöglich hinterlassen durch herausgelöste Füllkörper sind am oberen rechten Rand zu sehen(s. Abbildungen (29 und 30))

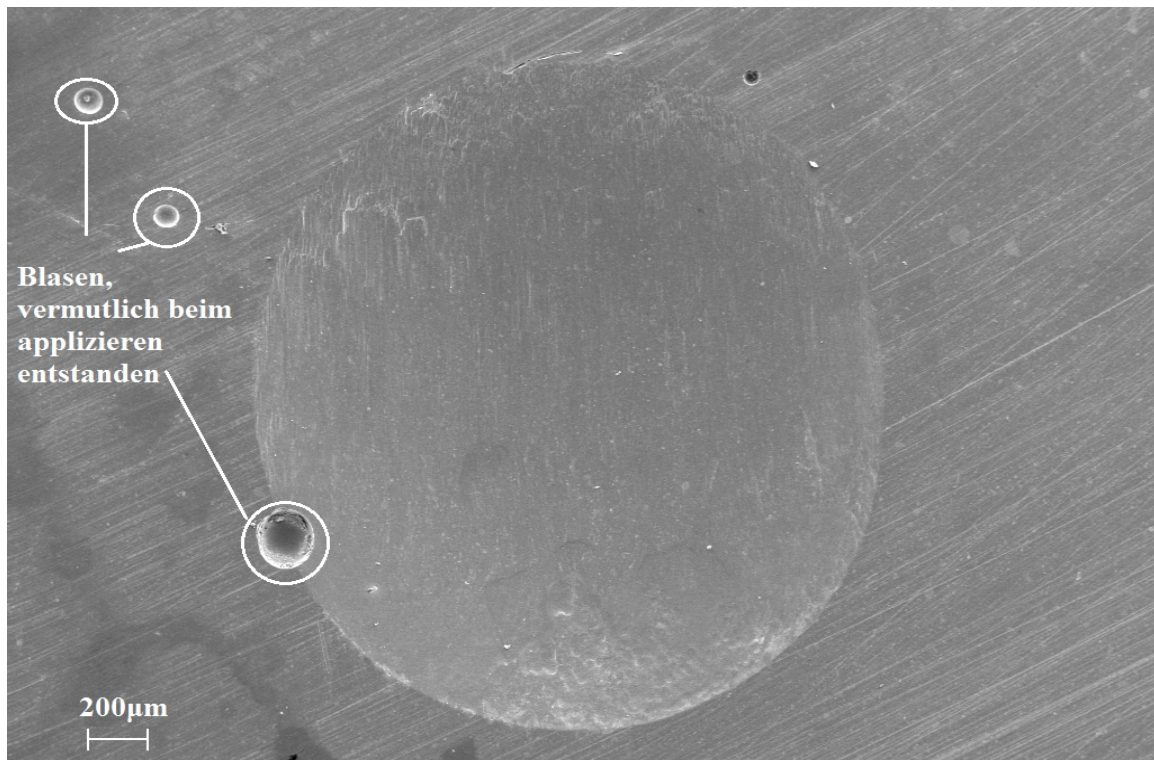


Abbildung 27: Tetric Evo Flow, Wasser, 260X. Eröffnete Blase am Überang zu der Kontaktfläche. Ouales Muster, erneut deutliche längere Bewegungsrichtung als eingestellt, ca. 2,4mm, vertikale Bewegungsrichtung.



Abbildung 28: Tetric Evo Flow, Wasser, 5000X. Deutliche plastische Deformationen des Tribofilms erkennbar, er bedeckt aber noch die komplette Oberfläche der Probe.

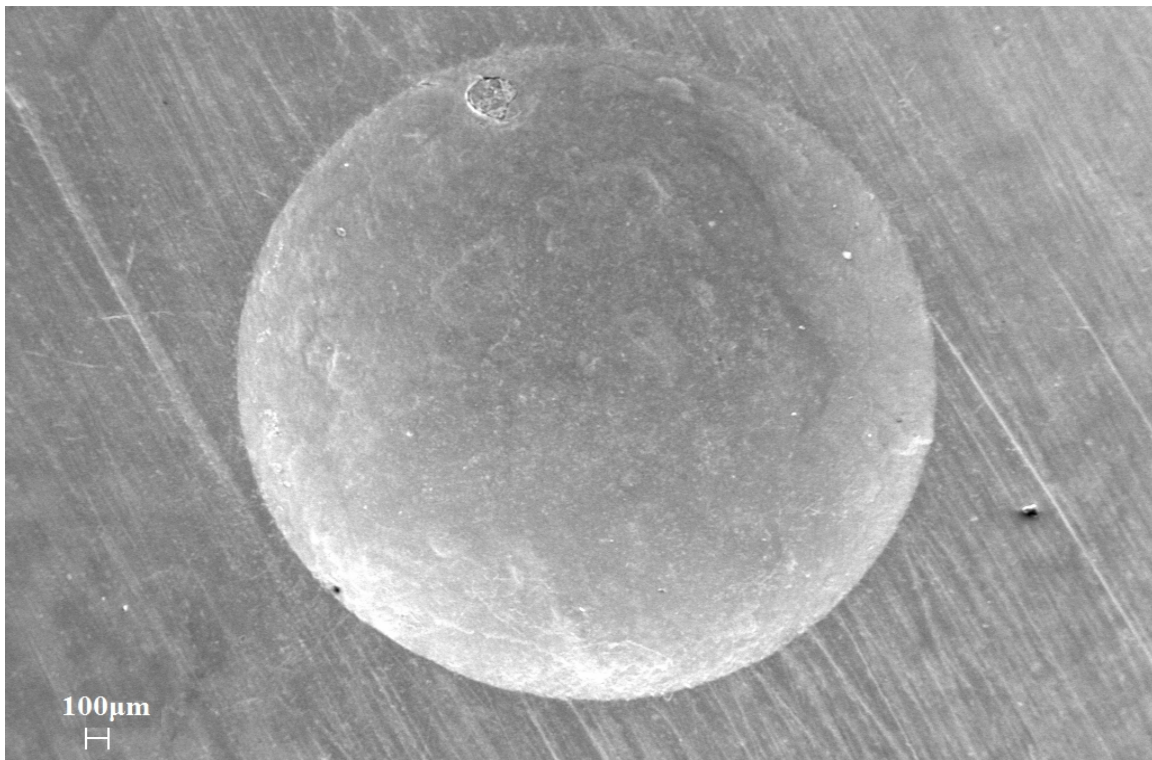


Abbildung 29: Tetric Evo Flow, Hirse, 200X. Rundes Areal, scharfe Begrenzung im Drei-Körper-Verschleiß. Oberflächliche Deformation der Kompositprobe

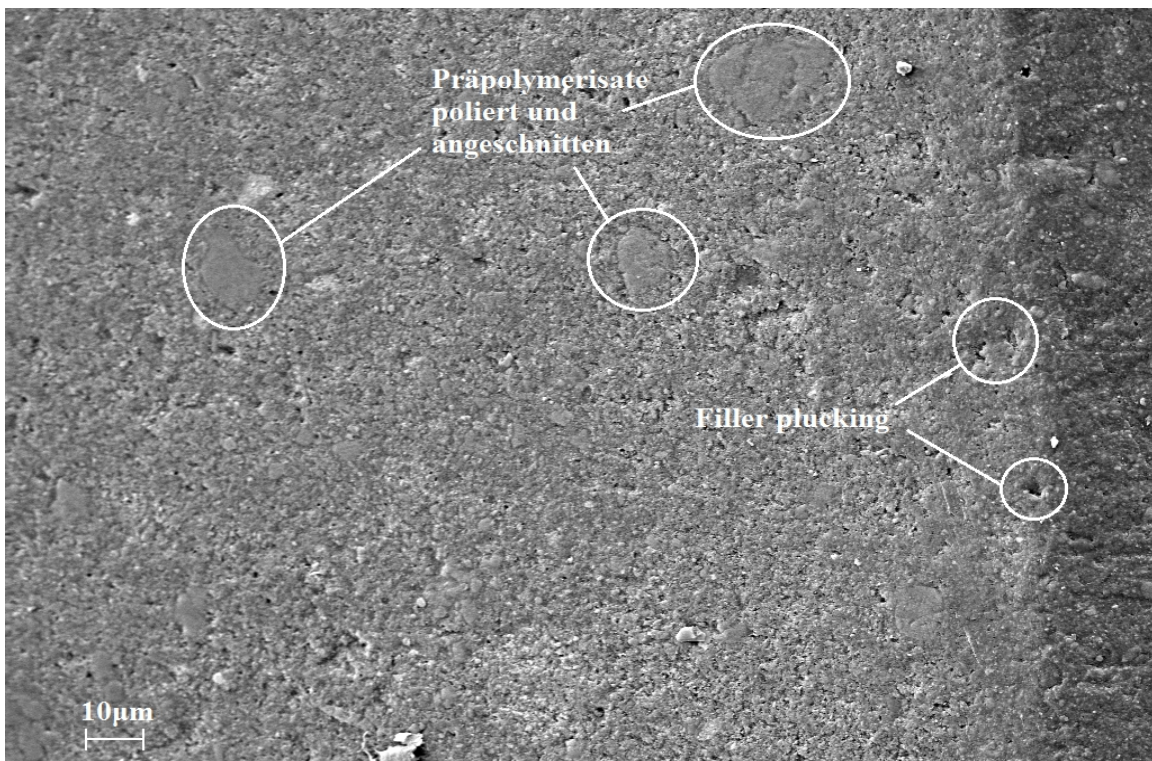


Abbildung 30: Tetric Evo Flow, Hirse, 5000X. Kein Tribofilm auf der Oberfläche. Angeschnittene Präpolymerisate im oberen Bildteil. Einzelne Füller haben sich gelöst und Krater in der Matrix zurückgelassen

SDR (Abbildungen 31-34)

In 1.000facher Vergrößerung ist der Übergang zur unbetroffenen Kompositfläche scharf begrenzt. Die Oberfläche rechts ist deutlich unregelmäßiger, verschmiert, viele Füllkörper sind in der Matrix eingebettet erkennbar(s. Abbildung (31)).

Bei 13.000facher Vergrößerung sind einzelne größere, ca. 5-8 μ m, sowie viele kleinere Füllkörper in die Matrix eingebettet, ca. 1,5 μ m. Am rechten Rande des Bildes scheint eine Fläche Tribofilm verblieben zu sein (s. Abbildung (32)).

Im Drei-Körper-Verschleiß in 1.000facher Vergrößerung ist der Übergang zur unbearbeiteten Fläche weniger scharf begrenzt. Die Füllkörper in der Matrix auf der rechten Seite des Bildes sind deutlicher zu erkennen als im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch (s. Abbildung (33)).

In 13.000facher Vergrößerung ist eine weniger verunreinigte Fläche mit vielen Splitterpolymerisaten und Füllkörpern zu erkennen. Nur wenig bis kein Tribofilm ist auf der Oberfläche. Sichtbar geworden sind sowohl gelockerte als auch zerbrochene Füllkörper (s. Abbildung (34)).

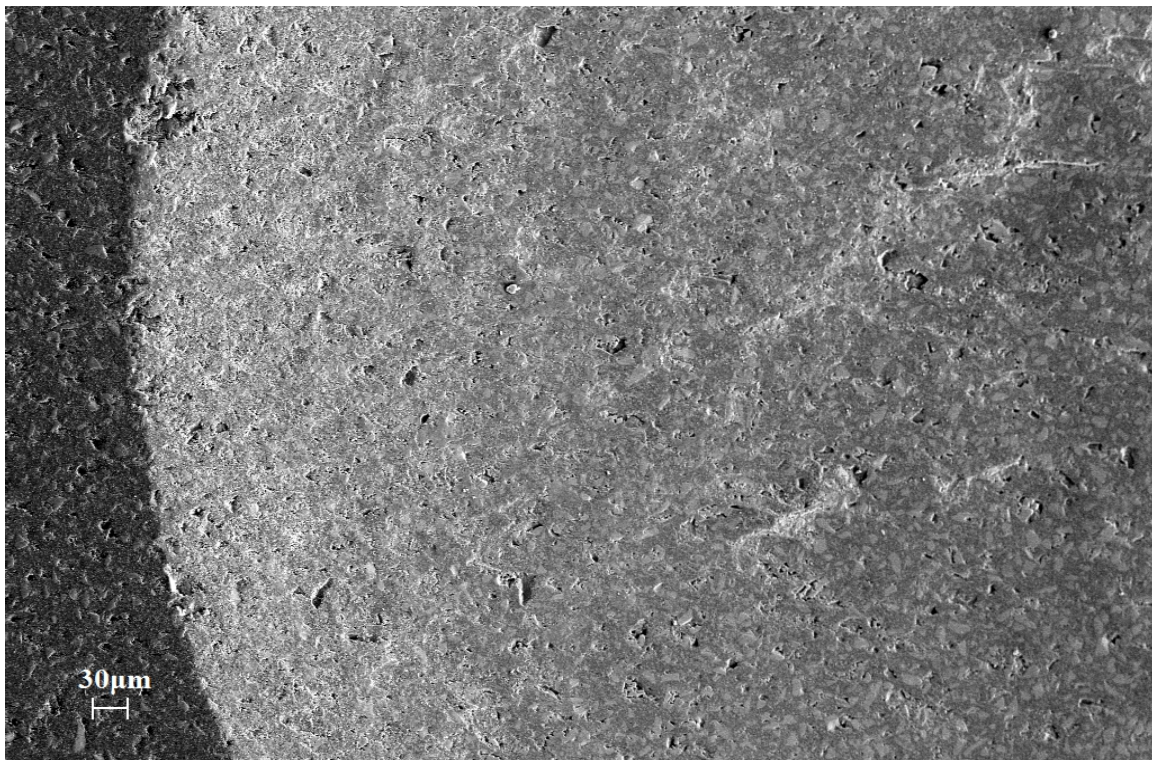


Abbildung 31: SDR, Wasser, 1000X. Scharf begrenzter Übergang zwischen Abriebsfläche und polierter Oberfläche. Zahlreiche herausgelöste Partikel auf zerklüfteter Oberfläche

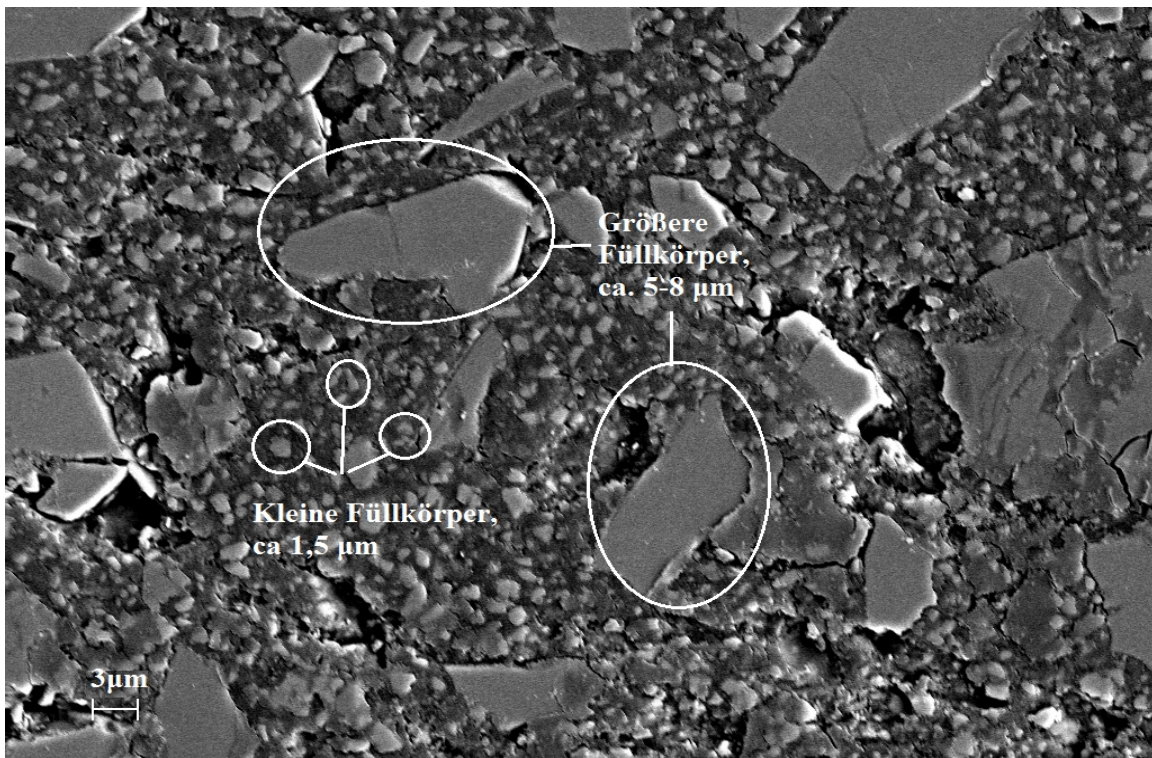


Abbildung 32: SDR, Wasser, 13000X. Große und kleine angeschnittene Füllkörper umgeben von einzelnen Tribofilm Ablagerungen. Die Matrixräume zwischen den Füllkörpern sind mit Tribofilm aufgefüllt.

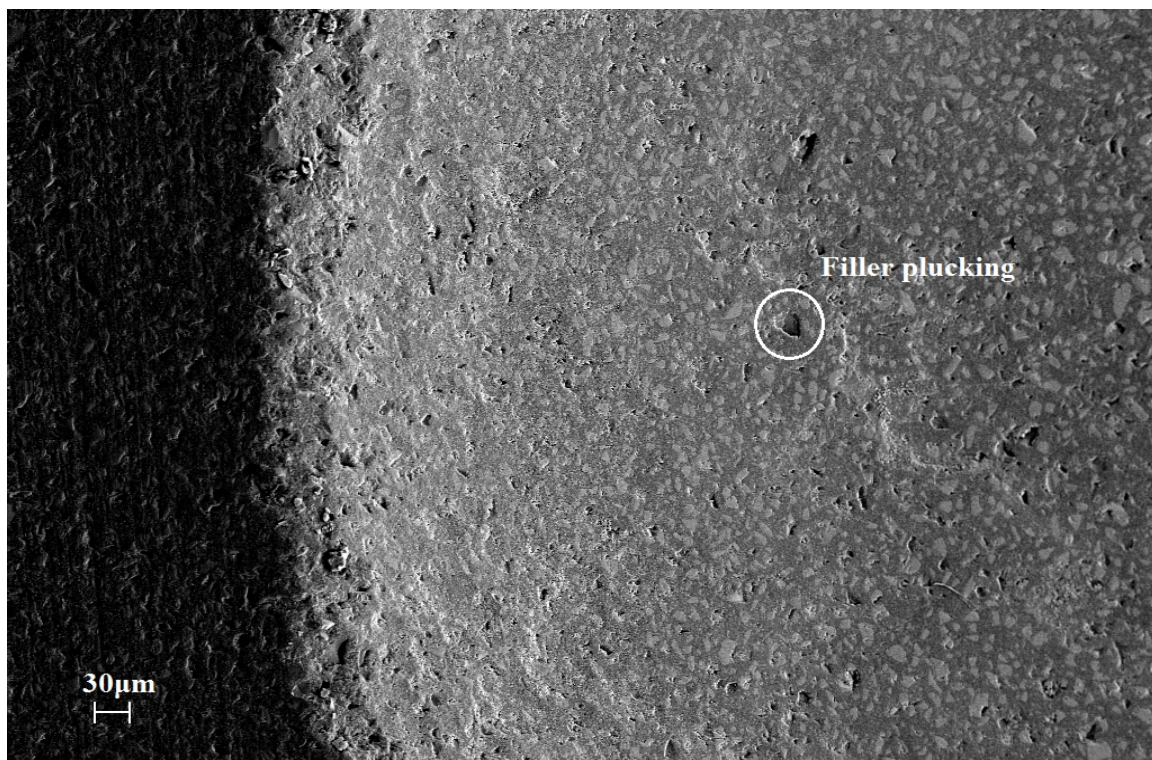


Abbildung 33: SDR, Hirse, 1000X. Kein scharf begrenzter Übergang zwischen den beiden Arealen. Im rechten Areal sind einzelne Füller disloziert, kein Tribofilm bedeckt die Oberfläche

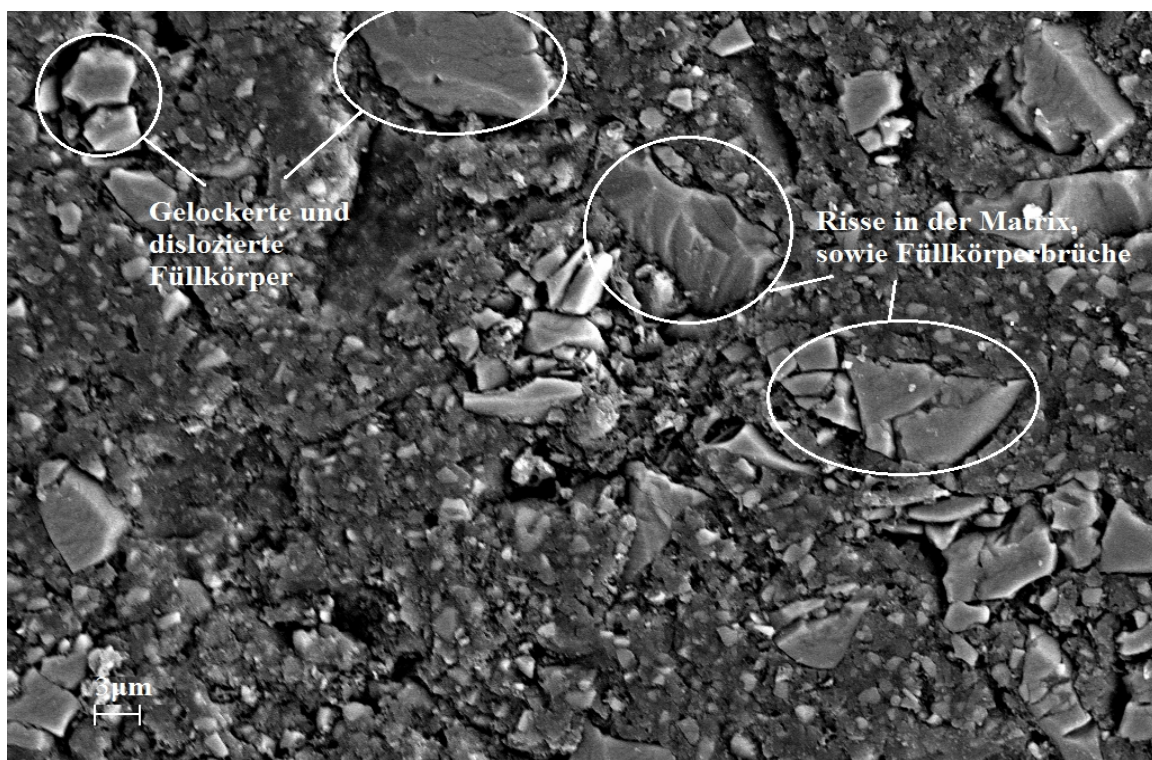


Abbildung 34: SDR, Hirse, 13000. Die Oberfläche ist stark zerklüftet, Füllkörper sind teils gebrochen oder gesplittert und disloziert. Die Matrix ist erkennbar freigelegt und teils entfernt worden.

Tetric Evo Flow Bulk Fill (Abbildungen 35-36)

In 5.000facher Vergrößerung ist auf der linken Seite des Bildes ein Streifen erkennbar, an dem der Tribofilm abgeblättert ist. In der Mitte des Bildes sind einzelne Risse erkennbar, die als Ausgangspunkt für weitere Delaminationen dienen könnten (s. Abbildung (35)).

Selbe Vergrößerung wie im oberen Bild. Hier ist deutlich weniger bis kein Tribofilm erkennbar. Vielmehr sind zwei Arten von Füllkörpern erkennbar, die größeren Partikel in der Matrix sind angeschnittene Präpolymerisate, die Schicht für Schicht abgetragen werden, sie sind eher rundlich. Die anderen kleineren, scharfkantigen Partikel sind Glasfüllkörper. Um diese herum sind Risse erkennbar, die womöglich aus dem hohen E-Modulgradienten zwischen Matrix und Füllkörper resultieren(s. Abbildung (36)).

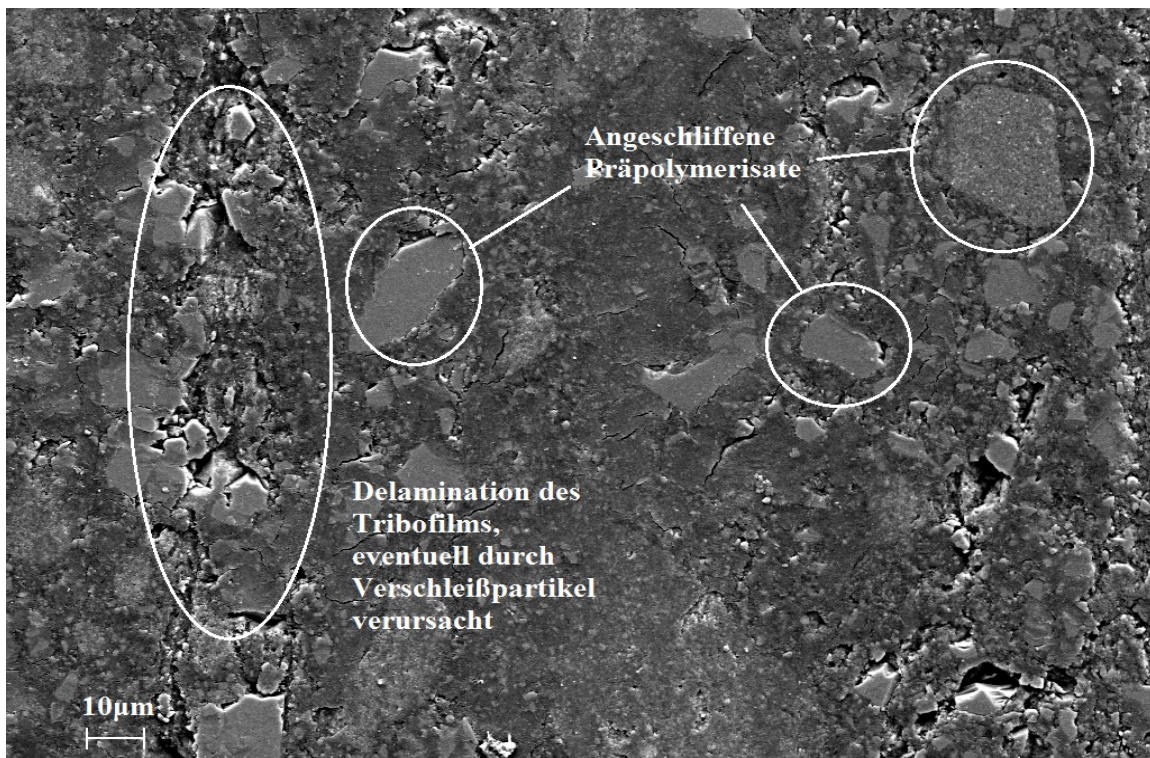


Abbildung 35: Tetric Evo Flow Bulk Fill, Wasser, 5000X. Trotz des Tribofilms, der die Oberfläche bedeckt sind einzelne Füllkörper erkennbar. Im linken und rechten Bildbereich sind Teile des Films abgeschilfert und aufgebrochen worden.

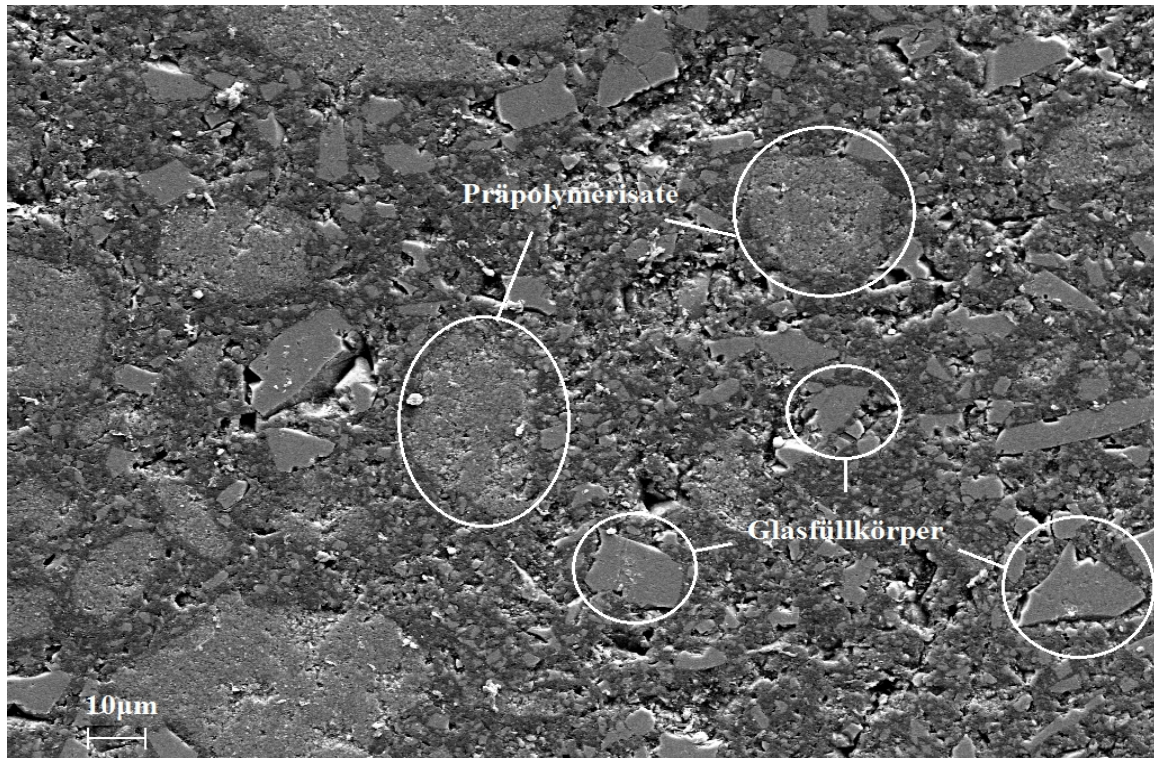


Abbildung 36: Tetric Evo Flow Bulk Fill, Hirse, 5000X. Zahlreiche Präpolymerisate und angeschnittene Füllkörper sind deutlich zu erkennen. Einzelne Stellen von filler plucking sind zu beobachten. Die Matrixbestandteile sind von keinem Film überzogen.

Ceram X (Abbildungen 37-38)

In 13.000facher Vergrößerung ist der Tribofilm erkennbar. Einzelne Füllkörper sind an Stellen der Delamination sichtbar, die Mehrheit der Fläche ist vom Film überlagert (s. Abbildung (37)).

Die scholligen Auflagerungen sind auf diesem REM-Bild im Drei-Körper-Verschleiß nicht zu erkennen. Auffällig sind die diffus verteilten Füllkörper, auch in Clustern angeordnet, die auf der Oberfläche der Probe sichtbar sind. Die meisten Füllkörper wirken quadratisch, einzelne sind beinahe kugelförmig (s. Abbildung (38)).

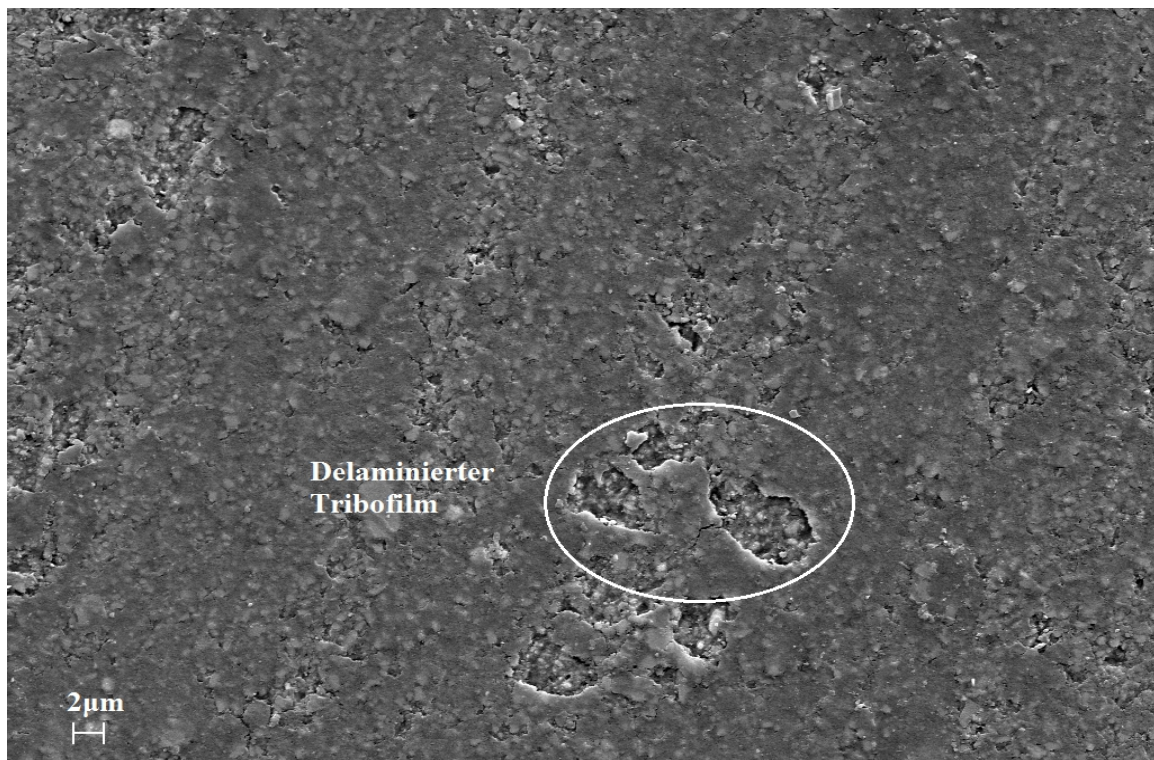


Abbildung 37: Ceram X, Wasser, 13000X. Der Tribofilm bedeckt die komplette Probenoberfläche. Einzelne Risse im Film sind im unteren Teil des Bildes sichtbar.

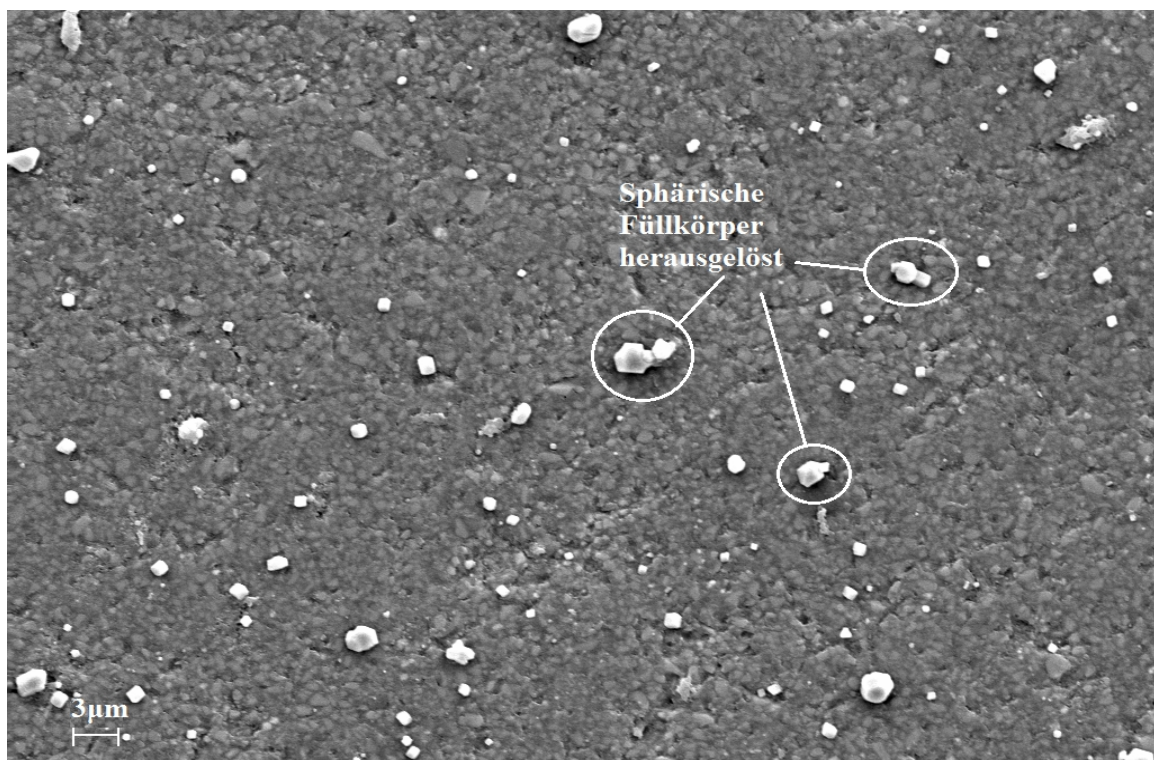


Abbildung 38: Ceram X, Hirse, 13000X. Kein Tribofilm ist zu sehen. Viele unterschiedlich große Füllkörper liegen auf der Oberfläche. Darunter befindet sich eine geschlossene Schicht aus Matrix und Füllkörpern.

Harvard Premium (Abbildungen 39-40)

Deutlich zu erkennen sind die wellenartigen Materialverformungen senkrecht zur Ausbreitungsrichtung. Dieses microploughing scheint eine Delamination des Tribofilms bewirkt zu haben. Im rechten unteren Rand sind sogar Materialermüdungen im Sinne von Rissen sichtbar (s. Abbildung (39)).

In diesem Ausschnitt wurde der Rand gewählt, an dem der Antagonist von der Probe wieder abgleitet. Die Oberfläche ist im linken Bild von zwei größeren Rissen durchzogen, die quer zur Bewegungsrichtung verlaufen (s. Abbildung (40)).

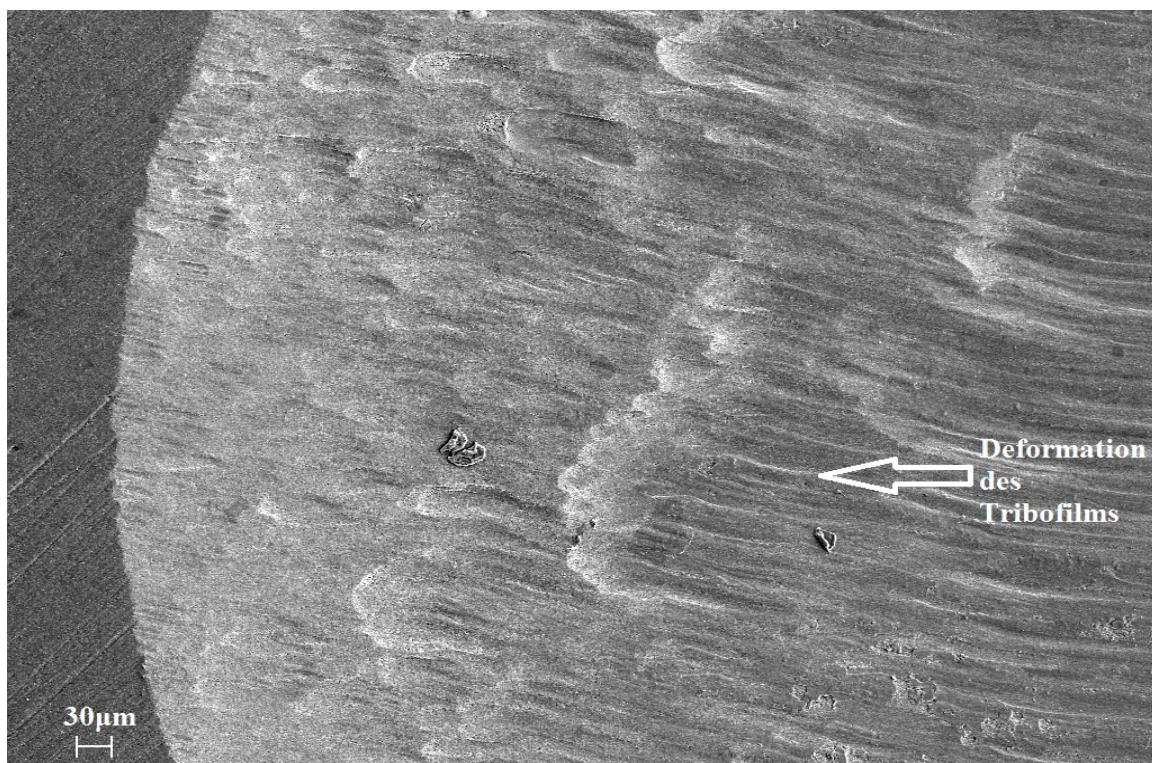


Abbildung 39: Harvard Premium Fill, Wasser, 1000X. Die Bewegungsrichtung des Antagonisten ist senkrecht Richtung der Wellenfront (Pfeil). Diese zeigt die plastische Deformation des Tribofilms.

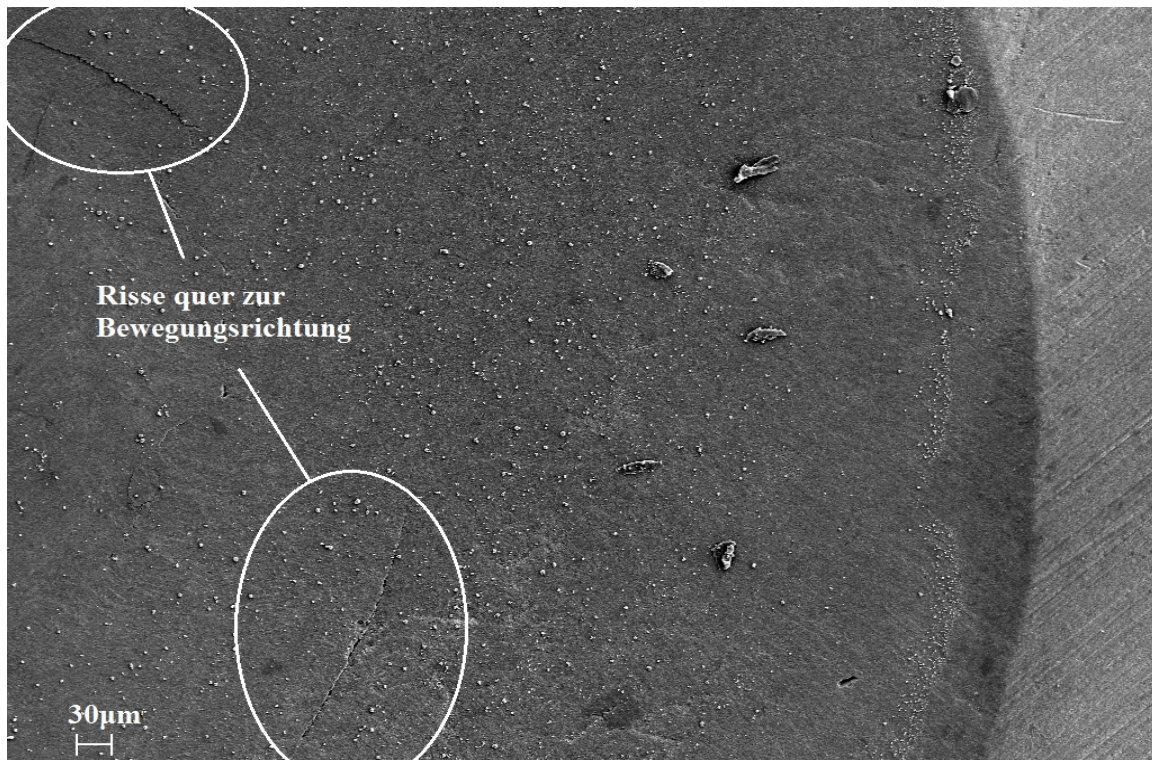


Abbildung 40: Harvard Premium Fill, Hirse, 1000X. Einige Risse im linken Bildbereich verlaufen quer zur Bewegungsrichtung des Antagonisten. Einige Partikel, gegebenenfalls Füllkörper und Debris liegen auf der Oberfläche.

Filtek XTE Supreme (Abbildungen 41-42)

In 13.000facher Vergrößerung sind einzelne Füllkörper auf der Oberfläche erkennbar. Von links nach rechts durchzieht ein Pfad den Tribofilm. Zu erkennen sind die schollenartigen Auflagerungen und die Krater, die durch herausgelöste Füllkörper hinterlassen wurden(s. Abbildung (41)).

Im Drei-Körper-Verschleiß ist die Oberfläche zerrütteter, zahlreiche Löcher in der Matrix sind durch filler plucking entstanden. Die Auflagerungen sind nicht zu erkennen, auch ein Tribofilm ist nicht eindeutig zu identifizieren. Mikrofrakturen dominieren das Bild(s. Abbildung (42)).

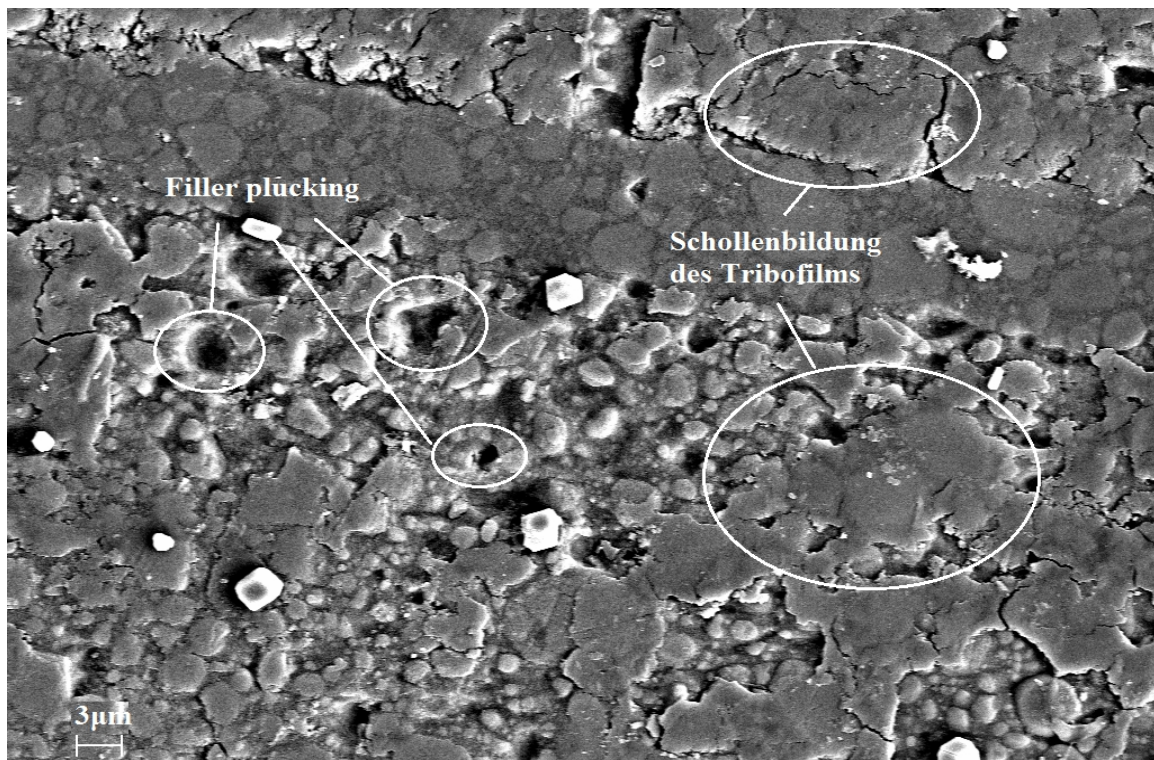


Abbildung 41: Filltek XTE Supreme, Wasser, 13000X. Ein Streifen Tribofilm hat sich im oberen Bereich gelöst und gibt den Blick auf Matrix und Füllkörper frei. Einige Delaminationen und filler plucking sind zu erkennen.

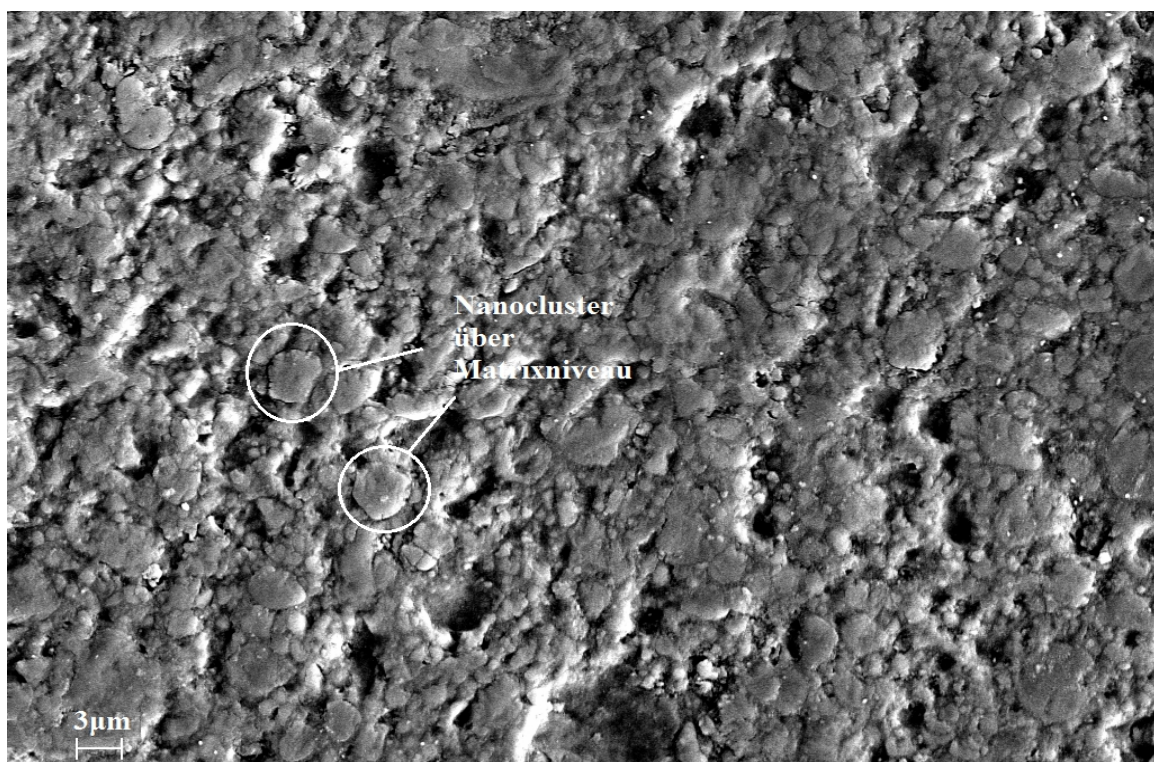


Abbildung 42: Filltek XTE Supreme, Hirse, 13000X. Kein Tribofilm bedeckt die Oberfläche. Ein große Zahl an Defekten in der Matrix zeugt von starkem filler plucking.

Darstellung der Füllkörper

Zusätzlich zur Erstellung von REM-Bildern nach den Kausimulationsversuchen wurden Proben der getesteten Materialien jeweils für 60 Minuten plasmageätzt. So wurde die Matrix zum großen Teil entfernt und die anorganischen Füllkörper sichtbar gemacht. Dies hat den Vorteil, dass die Füllkörperstruktur der einzelnen Komposite beurteilt werden kann. Dadurch wird eine präzisere Einschätzung der Komposite hinsichtlich Partikelgröße und Zusammensetzung ermöglicht. Das Problem ist, dass auch die Matrix der Präpolymere im Prozess entfernt wird. Daher sind nur die anorganischen Füllkörper beurteilbar. Alternativ wurden die Komposite mit einer Alkoholflamme bearbeitet oder in absolutem Alkohol eingelegt, um die Matrix herauszulösen. Im Folgenden seien drei repräsentative Beispiele aufgeführt.

Filtek Bulk Fill (Abbildung 43)

Die Probe wurde für 60 min plasmageätzt, dadurch sind vor allem anorganische Füllkörper sichtbar. Präpolymerisate sind schlechter erkennbar. Zu sehen sind die zwischen 200 und 500nm großen Füllkörper, vereinzelt auch Konglomerate, die bis zu drei μm erreichen. Die Nano-Hybrid-Struktur des Komposits wird so deutlich.

Ceram X (Abbildung 44)

In 25.000facher Vergrößerung ist hier eine Probe erkennbar, die für 1 min in absolutem Alkohol eingelegt wurde. Dadurch hat sich die Polymer-Matrix gelöst und den Blick auf die Füllkörper freigegeben. Zu erkennen sind eine Vielzahl von nanometergroßen Füllkörpern, auch die Präpolymerisate sind gut zu erkennen. Am rechten Rand des Bildes sind auch Konglomerate zu erkennen, die kugelförmig in der Oberfläche verteilt sind und eine Größe von 6-10 μm haben.

SDR (Abbildung 45)

Diese Probe in 3.000facher Vergrößerung wurde ebenfalls 60 min plasmageätzt. Zu erkennen sind viele Füllkörper im Nanometerbereich. Dazwischen liegen vereinzelt mehrere Mikrometer große Füllkörper. Diese Hybridstruktur des Komposits ist darin deutlich zu erkennen.

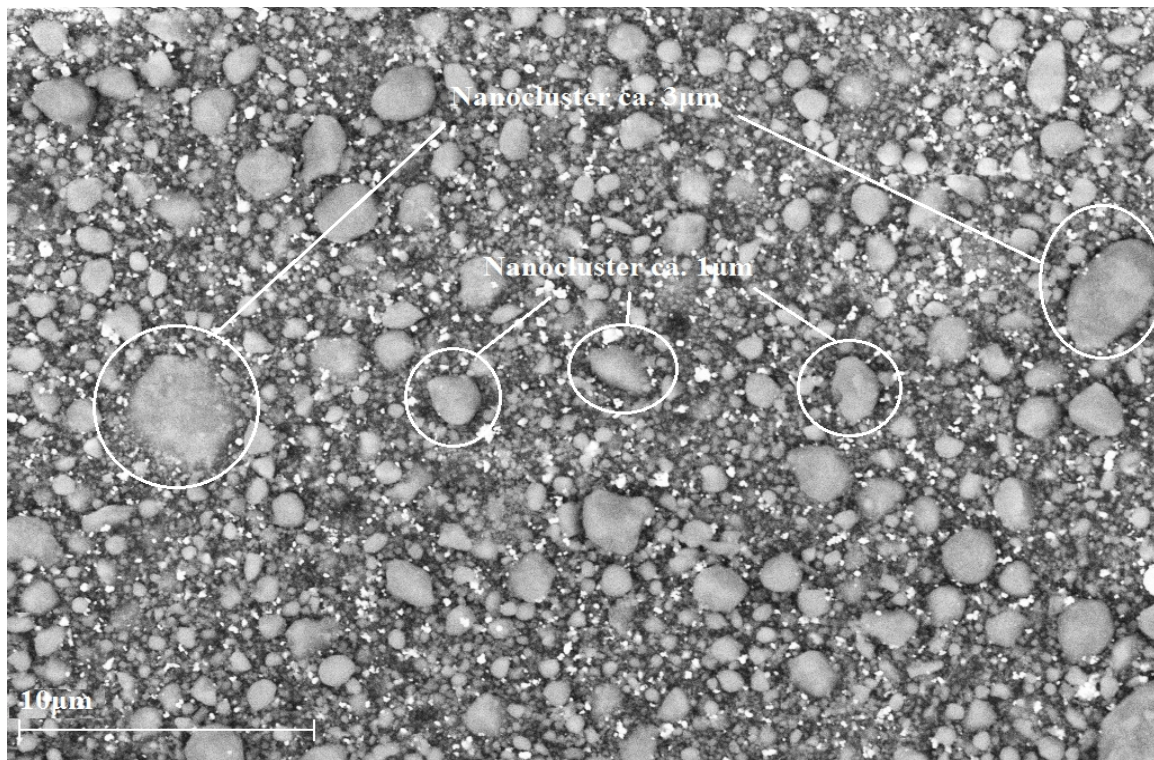


Abbildung 43: Filltek Bulk Fill, 1 Stunde plasmageätzt, 3000X. Die Nanocluster in unterschiedlichen Größen sind erkennbar. Die Matrix ist durch den Prozess des Ätzens entfernt worden. Die Vergrößerung reicht nicht aus, um die Primärpartikel mit einer Größe von 50-100nm sichtbar zu machen.

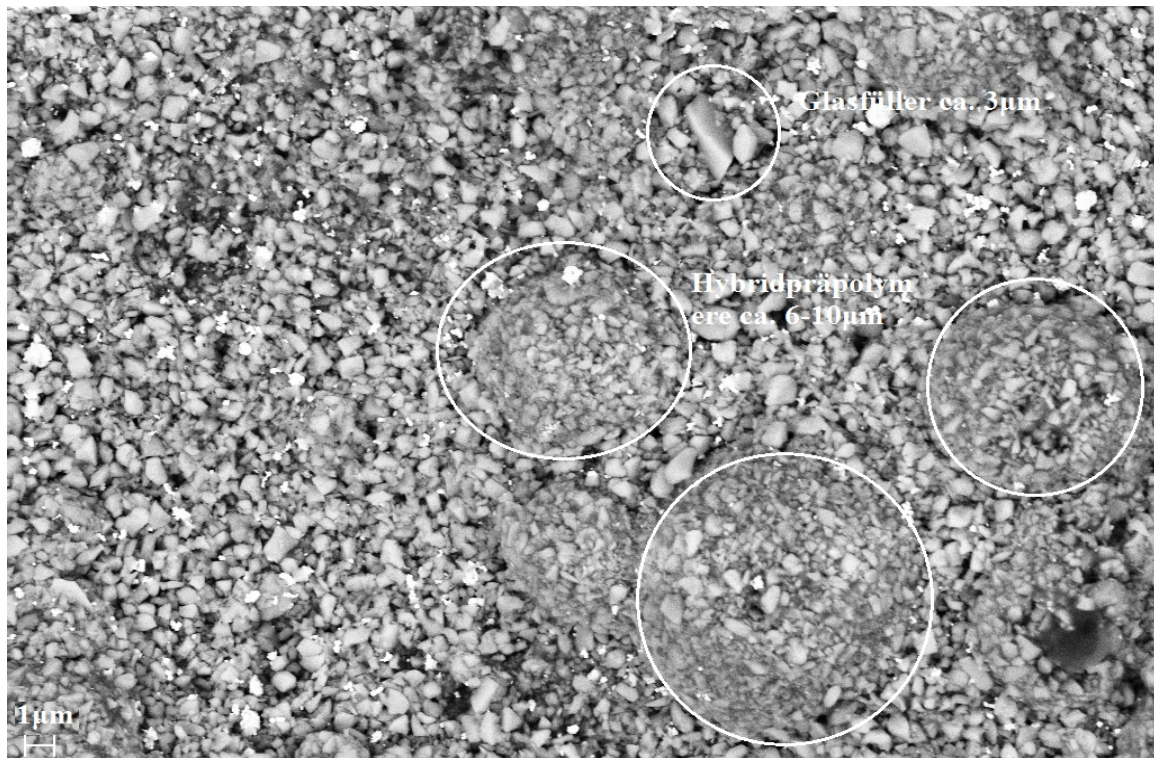


Abbildung 44: Ceram X, 1 min in absolutem Alkohol, 25000X. Die Matrix ist auch hier herausgelöst. Die Füllkörper und Präpolymerisate bedecken die Oberfläche. Einige Cluster sind im rechten Teil des Bildes zu erkennen.

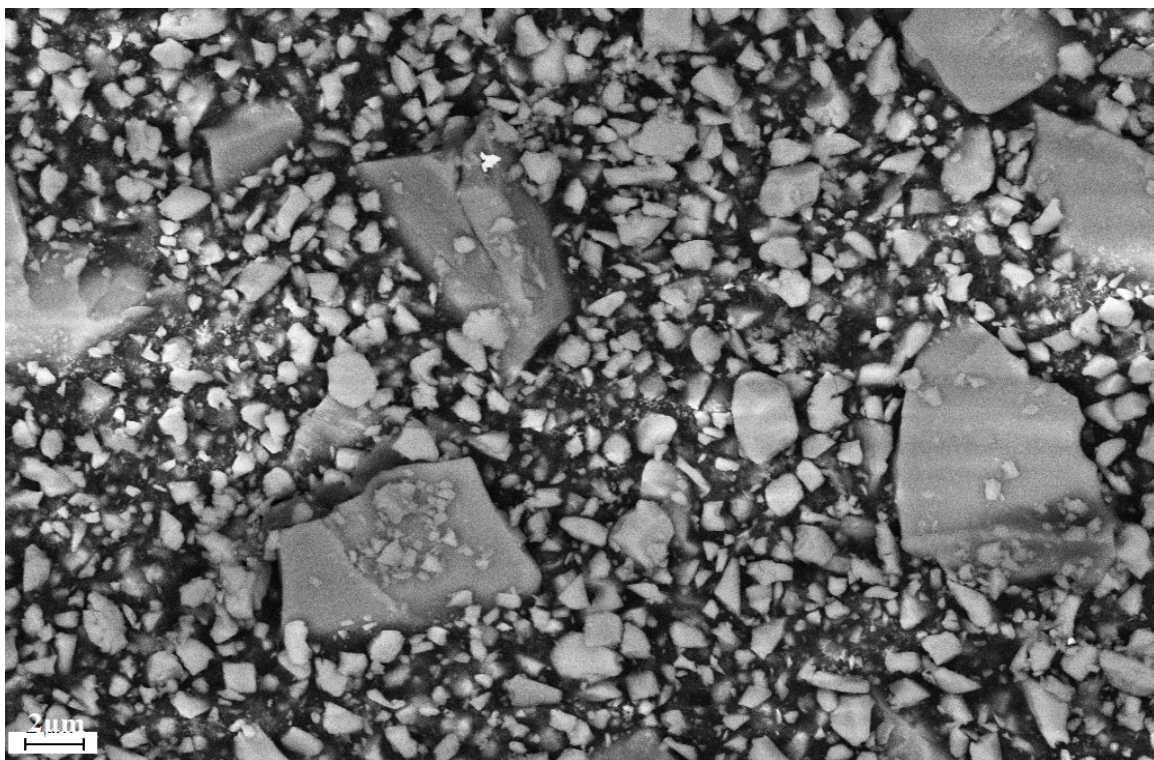


Abbildung 45: SDR, 1 Stunde plasmageätzt, 3000X. Einzelne größere Füllkörper dominieren das Bild. Die Zwischenräume sind mit kleineren Füllkörpern gefüllt.

Diskussion

Material und Methode

Die Funktionsweise der unterschiedlichen Kausimulatoren wurde in der Literaturübersicht bereits ausführlich besprochen. In dieser Studie fand der eigens für die Abteilung Zahnerhaltung und Parodontologie der Zahnklinik München entwickelte Kausimulator des Typs Gemini Verwendung. Durch die Vereinfachung der Bauweise konnte der Versuchsablauf in den Punkten Zeit und Reproduzierbarkeit optimiert werden. Die starre Konstruktion aus Stahlplatte und den verschraubten Probenkammern ermöglicht ein rasches Positionieren und Entfernen des Versuchsaufbaus. Alle Teile sind leicht zu reinigen und unterliegen minimalem Verschleiß. Die Verwendung der Hirse-Suspension ist auf Mair (2002) zurückzuführen, der auch schon die Standard-Mischung für Versuche mit der ACTA-Maschine verwendete (De Gee, 1996). Eine Weiterentwicklung stellt die neu entwickelte Trichter-Vorrichtung dar, die es ermöglicht, den Hirse-Brei möglichst zentriert auf der Probe zu positionieren und einer Entmischung des Gemisches entgegenzuwirken. Mair (2002) verwendete noch ein Schlauchsystem, das durch aufsteigende Luft die Entmischung des Hirse-Gemisches verhindert. Durch die zentrale Positionierung des entwickelten Trichters ist dies nun nicht mehr notwendig. Nichtsdestotrotz gibt es Optimierungspotential bei der Vorrichtung. Der Kunststofftrichter ist weder mit dem Boden noch mit den Wänden der Kammern fest verbunden. Ein Teil der Hirsesuspension kann durch diese Spalten an die Seiten der Kammern gelangen und so von der Oberfläche des Probenhalters abrutschen. Da die Konstruktion aller Kammern und Trichter identisch ist und dies auch auf die Zusammensetzung des Hirsebreis zutrifft, ist der dadurch entstehende Fehler als sehr gering einzustufen.

In früheren Versuchen (von Köckritz, 2014; Scheufele, 2000) wurden die Probenhalter im Kausimulator belassen und in situ abgeformt. Bei Versuchen von DeGee (1986) und Krecji (1990) mussten die Proben zur Abformung aus dem Kausimulator entfernt werden, wurden aber noch direkt abgetastet. In dem Fall von Mair (2002) und dieser Studie erfolgte eine Abformung der Proben und anschließende Überführung in ein Gipsmodell, da die direkten Proben vom 3D-Laserscanner nicht exakt ausgemessen werden konnten. Dies beruht auf der zum Teil hohen Lichtreflexion der polierten Kompositoberfläche, die die Laserstrahlen zu stark reflektiert. Hinzu kommt, dass das Hirsegemisch ebenfalls von der Oberfläche entfernt werden muss, bevor Messungen durchgeführt werden können. Durch Herausnehmen und Reposition der Proben entsteht ein Fehler, der jedoch durch die Konstruktion der Probenhalter, welche eine nahezu exakte Reposition ermöglicht, größtenteils ausgeglichen werden kann.

In den durchgeführten Versuchen wurden alle Proben mit einem präzisen Abformmaterial (Impregum, 3M Espe, Germany) abgeformt und dann mit Superhartgips (FujiRock, GC, Japan) ausgegossen. Beim Scannen des Gipses zeigte sich anfangs eine hohe Ungenauigkeit, obwohl eine Standardisierung des Verfahrens der Überführung der Probenkörper in Gips eingeführt wurde. Mögliche Fehlerquellen sind das Mischverhältnis des Gipses, sowie die darauffolgende Bearbeitung der Gipsproben mit einer Fräse. Der erste Fehler wird durch die Verwendung einer Portionierungsmaschine, die Wasser zur abgewogenen Gipsmenge beigibt, ausgeschlossen. Die einzelnen Gipsproben wurden von Hand in Form geschliffen. Der dabei entstandene Gipsstaub wurde mit einem feuchten Tuch entfernt. Da dies erst nach ein paar Versuchen erkannt wurde, verhinderte der Gipsstaub anfangs noch ein exaktes Abtasten mit dem Laserscanner. Auch wenn die Möglichkeit besteht, die Proben mit Gold zu besputtern, so ist diese Methode kostspielig und nicht praktikabel, da die Proben danach wieder in den Kausimulator gesetzt werden müssen. Eine dünne Goldschicht würde die weiteren Ergebnisse beeinflussen. Auch

eine direkte Abtastung mithilfe eines weiterentwickelten Tast- oder Scan-Systems würde keine exakten Ergebnisse liefern. Die aktuell verwendete Methode scheint daher die im Moment effizienteste Form der Probenherstellung zu sein.

Ein weiterer Aspekt in beinahe allen sich mit Kausimulation befassenden Studien ist die Auswahl des geeigneten Antagonisten. In dieser Studie wurden Degussit-Kugeln verwendet, da diese die geringste Streuung aufweisen (Kunzelmann, 1996). Andere oft getestete Antagonisten sind Steatit-Kugeln, Stahlkugeln, natürliche unbearbeitete Zähne, und bearbeitete Zähne. Krejci, Albert und Lutz (1999) verglichen standardisierte Höcker von Molaren mit natürlichen Molarenhöckern sowie Steatitkugeln. Sie fanden heraus, dass der standardisierte Schmelz eine doppelt so hohe Abrasion aufweist wie der natürliche. Diese Erkenntnis führten die Autoren auf die Beschaffenheit der Schmelzdicke am menschlichen Zahn zurück. Die äußere aprismatische Schmelzschicht wurde durch das standardisierte Verfahren zu stark abgetragen, weshalb die verbleibende Schmelzdicke nicht ausreichend für die Tests war. Dies bewirkte einen sehr hohen Verschleiß des Antagonisten. Ein weiterer Faktor für die hohe Streuung der Werte war die natürliche Varianz der Beschaffenheit der Schmelzhöcker. Selbst wenn nur mesio-palatinale Höcker von oberen zweiten Molaren verwendet wurden, so scheint selbst bei einem Menschen eine große Variation vorhanden zu sein. Krejci und Heinzmann (1990) stellten fest, dass nicht einfach von Schmelz-Verschleiß gesprochen werden könne, da die Zähne an unterschiedlichen Stellen einen unterschiedlichen Verschleiß aufwiesen. An den Schmelzhöckern war ein doppelt so hoher Verschleiß zu messen wie in den Fossae. Dies hing zum einen mit der Morphologie der spitzen Höcker gegenüber der stumpfen Fossae zusammen. Zum anderen seien die Oberflächen auch mikromorphologisch anders gestaltet und rieben daher unterschiedlich schnell ab. Heintze et al. (2006) verglichen Keramikmaterialien als Ersatz zu einem Schmelzantagonisten. Als Teil dieser Arbeit wurde an einer neuen Methode der

Standardisierung von Schmelz-Antagonisten gearbeitet. Diese basierte auf der oberflächlichen Politur von ausgewählten und zurecht gesägten Schmelzkörpern.

Eine entsprechende Vorrichtung für die Herstellung ist geplant und könnte für zukünftige Versuche Verwendung finden. Zuerst sollte die Reproduzierbarkeit sowie die Genauigkeit der neuen Kausimulation in dieser Studie erprobt werden. Da die Produktion der Schmelzantagonisten sehr zeit- und arbeitsintensiv ist, sollte erst die Methode etabliert werden, bevor Variationen im Bereich der Antagonisten vorgenommen werden. Für zukünftige Versuche ist eine Verwendung von standardisierten Schmelzkörpern durchaus plausibel, weil so eine weitere Annäherung an den realen Kauvorgang geschehen kann.

Ebenso möglich ist eine weitere Auswahl an Nahrungsmittel als Zwischenmedium, zum Beispiel Brot oder Cerealien, die als dritter Körper im Verschleißvorgang wirken. In dieser Studie wurde auf die standardisierte ACTA-Mischung zurückgegriffen, welche bereits in vielen Studien verwendet wurde und reproduzierbare Ergebnisse lieferte (DeGee, Pallav 1986). Mair (2002) untersuchte Nahrungsmittel wie Haselnüsse, Zwieback oder Cornflakes auf ihr Bruchverhalten und ihre Textur. Dazu wurde die Nahrung unbearbeitet einmal zwischen planen Flächen und einmal zwischen einer planen Fläche und einer Vollkeramikkrone mit dem Relief eines Unterkiefermolaren getestet. Die Bruchfestigkeiten variierten teils immens zwischen den einzelnen Nahrungsmitteln. Mair (2002) wies auch darauf hin, in Zukunft andere Nahrungsbreie zu verwenden. Jedoch bemerkte er auch, dass die Auswahl schwierig zu treffen sei, weil das Texturverhalten sehr unterschiedlich sei und wenige bis keine Vergleichsdaten zur Verfügung stünden. Büttinghaus (2004) verdeutlichte, dass bei der Verwendung der Hirse als Zwischenmedium auf die Verwendung nur einer Charge geachtet werden sollte, da nur so vergleichbare Datensätze zu erstellen seien. Des Weiteren ist die Verarbeitungsart identisch zu halten und die Hirse nach spätestens 50.000 Zyklen zu wechseln, da die sonst aus den Hirsesamen gelöste Fettschicht zur Verfälschung der Resultate führen kann.

Mair (2002), der einen ähnlichen Versuchsaufbau wie diese Studie wählte, machte keine genauen Angaben zur Temperatur seines Hirsegemisches. Es kann davon ausgegangen werden, dass das destillierte Wasser Zimmertemperatur, also ca. 21° C aufwies. In dieser Studie wurde ebenfalls destilliertes Wasser in Zimmertemperatur verwendet. Auch wenn die Temperatur im Mund rund um die 15° C höher liegen kann, wurde aus verschiedenen Gründen auf eine solche Versuchstemperatur verzichtet. Zum einen wurde eine Auswirkung auf die zermahlene Hirse befürchtet. Eine höhere Temperatur könnte zu Fermentierungsprozessen führen und dadurch den pH-Wert während des Testvorgangs verändern. Des Weiteren war es bislang nicht möglich, die Temperatur des Hirsebreis konstant zu halten oder gar dauerhaft zu messen. Eine entsprechende Vorrichtung könnte aber konstruiert werden. Da die Proben vor jedem Durchlauf für 24 h in 34°C warmem destilliertem Wasser gelagert wurden, erleidet das Kompositmaterial ferner zu Beginn des Tests eine Temperaturveränderung von 13°C, da es sich der Raumtemperatur von 21°C angleicht. Diese könnte durch eine entsprechende Kontrolle und Beeinflussung der Temperatur im Kausimulator vermieden werden.

In der Übersichtsarbeit von Heintze et al (2012) sind sechs verschiedene Verschleißstudien angegeben. Bemerkenswerterweise ist die Anzahl der verwendeten Zyklen bei keiner einzigen Arbeit identisch. Eine Übersicht der Zyklenzahl liefert Tabelle 2. In dieser Dissertation wurde mit folgendem Zyklenschema begonnen: 5.000, 20.000, 35.000, 50.000. Nach der Auswertung der ersten vier Materialien wurde das Schema dann auf 10.000, 30.000, 50.000 geändert. Dies geschah auf Grund der Tatsache, dass zwischen dem 20.000. und 35.000. Schritt keine signifikante Veränderung der Abrasionstiefe mehr festgestellt werden konnte. Der „running-in State“ wurde bei 10.000 Zyklen erreicht, weshalb eine derartige Vereinfachung des Konzepts vertretbar schien. Dadurch wurde sich bewusst an einem vorhandenen Konzept bezüglich der Zyklenzahl orientiert und diese auf die eigenen Forschungen angepasst. Dies ist immer vonnöten, wenn mit einem neuen

Versuchsaufbau gearbeitet wird. In der Literatur sind oft maximale Zyklenzahlen zwischen 10.0000 und 20.0000 angegeben. In dieser Dissertation wurde der Versuch bewusst bei 50.000 Zyklen beendet, da bereits signifikante Änderungen im Material festzustellen waren und der Bereich des „steady state“, also der Bereich bei dem ein konstantes Abrasivverhalten zu messen ist, erreicht wurde, bevor es zu eklatanten Ermüdungserscheinungen des zu untersuchenden Materials kam.

Methode	Kraft	Kraftübertragung	Bewegung	Stylus material	Abrasive Medium	Number of cycles	Outcome variables
ACTA	15 N	Feder	Rad gegen Proben	Metalrad slip rate 15%	Hirsesamen, Reis	50000 100000 200000	Vertikaler Verschleiß
Alabama	75 N	Feder	30° rotation	Polyacetal	PMMA Kugeln	400000	Lokalisierter Verschleiß
Ivoclar	5 kg	Gewicht motorgetrieben	0,7mm	Leucite verstärkte Keramik	Wasser	120000	Vertikaler Verschleiß
München Typ Muc3	5 kg	Gewicht mit pneumatischem Zylinder	8 mm	Degussit	Wasser	6000 10000 30000 50000	Vertikaler Verschleiß
OHSU	20 N abrasion 80 N attrition	Elektromagnet	6 mm	Schmelz	Mohnsamen PMMA Kugeln	50000 100000	Vertikaler Verschleiß
Zürich	49 N	Elektromagnet	Gleitbewegung der Probe	Schmelz	Wasser	120000 240000 640000 1200000	Vertikaler Verschleiß

Tabelle 2: Übersicht Kausimulator-studien mit Zyklenzahl nach Heintze et al. (2006)

Kausimulation

Die Simulation des Kauvorganges weist dominierende Verschleißmechanismen auf. Wie in der Einleitung erläutert bestehen diese überwiegend aus Abrasion. Faktoren, die die Simulation beeinflussen, sind die Materialien des tribologischen Systems (Probe-Zwischenmedium-Antagonist), die eingesetzte Last und die Zyklenanzahl. Aber auch die Kinematik der Simulationsumgebung, sowie die Steifigkeit des Aufbaus sind von Bedeutung. Verschleiß ist also keine Materialeigenschaft, sondern eine Systemeigenschaft. Im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch trifft der Antagonist auf die Probe, ohne dass ein Zwischenmedium eingesetzt wird. Dies simuliert Knirschen, Pressen und Attrition. In dieser Untersuchung war der höchste Verschleiß bei den „flowables“ zu messen, in Absteigender Reihenfolge beginnend mit dem höchsten Verschleiß: SDR, TeEvFl, TeEvFlBf, TeEvCe, TeEvCeBf, VeBf, Ceram, Hpr, Fbf, Fsu, VeDi, Hu, DF. Der hohe Verschleiß, der sich bei den fließfähigen Kompositen zeigte, erscheint plausibel, weil diese eigentlich nicht für den direkten okklusalen Kontakt im Mund, sondern vielmehr als Unterfüllungsmaterial vorgesehen sind. Da die Produkte SDR sowie Tetric Evo Flow bulkfill beide zur Gruppe der Bulk Fill Materialien zählen, „verführen“ sie den Behandler zum tatsächlichen Abfüllen einer Kavität in einer Anwendung. Was für Folgen dies für die Zahnhartsubstanz und die Langlebigkeit der Füllung hätte, konnte so durch die ermittelten Verschleißwerte demonstriert werden. In einer Studie von Engelhardt et. al (2016) werden ebenfalls mehrere „Flowable Bulk Fills“ getestet und gegenüber herkömmlichen „Flowables“ verglichen. Einer der getesteten Parameter war ebenfalls der Verschleiß. Engelhard et al.(2016) verwarfen ihre Hypothese, dass Bulk Fill „Flowables“ abrasiv resistenter als herkömmliche „Flowables“ seien. Begründet werden die Untersuchungen mit dem Wunsch des Patienten nach ästhetischen und günstigen Versorgung. Interessanterweise weist die Arbeitsgruppe nicht darauf hin, dass mehrere der getesteten Komposite für den okklusalen Gebrauch nicht konzipiert wurden. Interessant ist auch, dass „Flowables“ mit einem hohen Fülleranteil besser

abzuschneiden scheinen als beispielsweise ein Venus Bulk Fill, obwohl dieses für den Einsatz im okklusalen Kontakt konzipiert ist. Dies korreliert mit den Ergebnissen dieser Arbeit, in der die Komposite DuraFill und Harvard Ultrafill mit Füllervolumina von 66 und 74 Volumenprozent ebenfalls bessere Verschleißwerte als vergleichbare Produkte aufweisen, obwohl im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch keine signifikanten Unterschiede mehr wahrnehmbar sind. Die Hybridfüller Komposite weisen ebenfalls hohe Verschleißwerte auf. Mair (2002) beschreibt, dass die Füllkörper durch den Kauprozess aus der Matrix herausgelöst würden und die Oberfläche „zerkratzen“ also einen höheren Verschleiß bewirken würden. 10% der großen Füllkörper tragen 80% der Last bei der Kausimulation und beschleunigen so den Verschleiß. Feine zerkleinerte Partikel bilden beim Kauprozess eine als Tribofilm bezeichnete Schicht, die sich auf der Kompositoberfläche auflagert. Der entstandene Tribofilm bildet mit der Zeit eine eigene Oberfläche, mit einem lokal erhöhten anorganischen Anteil, auf welche der Antagonist auftrifft und die die darunterliegende Oberfläche vor Abrasion schützt. Erst wenn diese Schicht abgetragen ist, findet erneut der Verschleiß zwischen den eigentlichen Flächen statt. Dies bedeutet, dass durch den Tribofilm ein „steady state“ entsteht, der aber eine andere Verschleißrate aufweist als es unter realen Bedingungen der Fall wäre. In vivo führt vielmehr die gekaute Nahrung dazu, dass sich der Tribofilm nicht so etablieren kann, wie im Kausimulator. Aus diesem Grund wurde in den letzten Jahren eine Methode entwickelt, die die Tribofilmbildung stören und einen realistischeren Verschleiß simulieren soll. Im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch wird zusätzlich zu Probe und Antagonist ein drittes Medium verwendet, das der Nahrung im Mund entsprechen und die Bildung des Tribofilms verhindern soll.

REM-Bilder-Analyse

In der Betrachtung der REM-Bilder wird deutlich, dass im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch eine Bildung des Tribofilms nach 50.000 Zyklen längst geschehen ist. Nebst einzelnen Füllkörpern und der Matrix als Verbund ist eine verdichtete Oberfläche zu erkennen, die die Bahnen des Antagonisten zu verkleben scheint. Vereinzelt sind auch Mikro-zerspanungen bzw. -risse und -ermüdungsbrüche zu erkennen. Die Bewegungsspur des Antagonisten reicht bei vielen Bildern über die voreingestellte Länge von 0,5mm hinaus. Bei einigen Proben können bis zu 2mm gemessen werden. Diese Tatsache hat mit der wachsenden Kontaktfläche des Kugelantagonisten zu tun. Je länger dieser auf die Probe trifft, desto breiter wird die Kontaktfläche. Dieses Phänomen ist insbesondere bei den Flowables zu beobachten, da diese einen großen Verschleiß aufweisen. Bei Abbildung (37) ist das Material Ceram X in 13.000facher Vergrößerung im Zwei-Körper-Verschleiß dargestellt. Hier ist eine starke „Verschmierung“ der Oberfläche zu erkennen. Der Tribofilm ist voll ausgebildet. In Abbildung (38) ist das gleiche Material im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch mit Hirse dargestellt. Hier zeigt sich eine Vielzahl von herausgelösten Füllkörperkonglomeraten auf der Probenoberfläche, welche aber ansonsten von jeglichem Tribofilm bereinigt wurde. Diese Bilder deuten stark auf eine Auflösung des sich bildenden Debrisfilmes auf der Probenoberfläche hin, was auch mit Befunden von Mair (2002) korreliert, der dies mit einem ähnlichen Versuchsablauf feststellte. Auch vergleichbar ist die Erkenntnis, dass im 3-Körper-Verschleiß-Versuch die Verschleißareale auf den Proben nicht mehr scharf begrenzt sind, sondern über den Auftreffpunkt des Antagonisten hinausgehen. Dies erklärt sich dadurch, dass die großen Hirsepartikel beim Zerkleinern leicht über die eigentliche Kontaktfläche Belastung auf die Probe ausüben und so zu abrasivem Verschleiß führen. Die Probenoberfläche ist stärker beschädigt, Zerpflügungen und Mikrobrüche werden in hoher Vergrößerung erkennbar. Die schützende Funktion des Tribofilms, ist durch dessen fehlen, nicht länger gegeben.

Ergebnisse der Komposite

Die Auswirkung der Größe der Füllkörper auf den Zwei-Körper-Verschleiß

Beim direkten Vergleich der Komposite im Zwei-Körper-Verschleiß können die getesteten Komposite in 5 Gruppen nach ihrem anorganischen Füllkörpergehalt eingeteilt werden. Eine Übersicht liefert Tabelle (3):

Komposit	Organ/Anorgan. Füllkörper nach Hersteller,	Mittlere Füllkörpergröße der anorganischen Füllkörper	Gruppe	Spanne
Venus Bulk Fill	38	2,5	1	
SDR	45	4,2	1	
Tetric Evo Flow	30,7	0,55	1	Fällt raus
Tetric Evo Flow Bulk Fill	46,4	5	1	38- 46,4%
Tetric Evo Ceram	53	0,55	2	
Tetric Evo Ceram Bulk Fill	54	0,55	2	53- 54%
Ceram X	61	1	3	
Filtek Bulk Fill	58,4	0,6	3	58,4- 61%
Venus Diamond	64	0,5-20	4	
Durafill	66	0,5-20	4	
Filtek XTE Supreme	63,3	0,6-1,4	4	63,3- 66%
Harvard Ultra	76	0,2	5	
Harvard Premium	74	1	5	74- 76%

Tabelle 3: Getestete Komposite sortiert nach Füllkörpergehalt mit dazugehörigen mittleren Füllkörpergrößen

Gruppe 1, die nur aus fließfähigen Kompositen besteht, kann in den Vergleich nicht einbezogen werden, da die Verschleißwerte ohnehin sehr hoch liegen. In Gruppe 2 sind sowohl Füllkörpergehalt als auch mittlere Füllkörpergröße beinahe identisch. Auch in Gruppe 3 besteht kein signifikant höherer Verschleißwert zwischen Filtek Bulk Fill und dem leicht höher gefüllten Ceram X. In Gruppe 4 fällt Durafill mit seinem leicht geringeren Verschleiß auf, der aber auch nicht signifikant zu den vergleichbaren Kompositen in der Gruppe ist. Lediglich in Gruppe 5 weist Harvard Premiumfill mit seinen größeren Füllkörpern einen signifikant größeren Verschleiß auf, als das am Füllkörpergehalt vergleichbare Harvard Ultrafill. Bei näherer Betrachtung des Füllkörpergehaltes sowie der Größe der Füllkörper können die Abrasionswerte der Komposite in den beiden Versuchsanordnungen direkt miteinander verglichen werden, Tabelle (4). Wie zu erwarten schneiden die fließfähigen Komposite vergleichsweise schlecht ab, was ihre Verwendung als Unterfüllung unterstreicht. Die Gruppe der Hybrid-Komposite mit mittlerem Füllkörpergehalt sowie Füllkörpergröße zeigen eine akzeptable Differenz, ihre Verschleißwerte verdoppeln sich im Drei-Körper-Verschleiß. Ganz anders die Mikro- und Nano-Komposite. Zeigen Sie im Zwei-Körper-Verschleiß noch die besten Verschleißwerte so verdreifachen bis vervierfachen sich die Zahlen, wenn sie im Drei-Körper-Verschleiß getestet werden.

Komposit	FK Volumen	Mittlere Füllkörpergröße	Verschleißwert im Zwei-Körper-Versch. (µm)	Verschleißwert im Drei-Körper-Versch. (µm)	Differenz in µm
Venus Bulk	38	2,5	120	310	190
SDR	45	4,2	200	480	280
Tetric Evo Flow	30,7	0,55	175	380	205
Tetric Evo Flow BF	46,4	5	160	420	260
Tetric Evo Ceram	53	0,55	130	280	150
Tetric Evo Ceram BF	54	0,55	120	250	130
Ceram X	61	1	100	280	180
Filtek BF	58,4	0,1	90	300	210
Venus Diamond	64	20	70	280	210
Durafill	66	20	50	280	230
Filtek XTE	63,3	1,4	70	300	230
Harvard Ultra	76	0,2	70	300	230
Harvard Premium	74	1	80	270	210

Tabelle 4: Verschleißwerte im Vergleich Zwei-Körper-zu Drei-Körper-Verschleiß

Durafill

Das Komposit Durafill wies im Zwei-Körper-Verschleiß die niedrigsten Verschleißwerte auf und war das einzige getestete Mikrofüllerkomposit. Es ist daher eines der Artefakte der Zwei-Körper-Verschleiß-Simulation. Im Drei-Körper-Verschleiß waren die Verschleißwerte mit anderen Kompositen vergleichbar, die

Spannweite der Ergebnisse ungewöhnlich hoch. Da die Phytolithen größer als die Füllpartikel sind, kommt es zu viel Verschleiß. Bei der REM-Untersuchung zeigten sich im Zwei-Körper-Verschleiß Ermüdungserscheinungen des Materials in Form von Rissen und Abplatzungen, die im Drei-Körper-Verschleiß noch deutlicher zu erkennen sind. Das Material ist zerklüftet und zerrissen.

Koottathape et al. (2012) und Koottathape et al. (2014) fanden in ihren Untersuchungen ebenfalls starke Risse im Material DuraFill und zugleich eine hohe Abrasionsstabilität im Zwei-Körper-Verschleiß. Sobald ein Zwischenmedium verwendet wurde, sank die Verschleißresistenz deutlich. Hier wird die Rissbildung mit der Auflösung des Verbundes zwischen den Präpolymerisaten und der Matrix erläutert (Koottathape et al., 2014). Wahrscheinlicher ist hingegen der Einfluss der Größe der anorganischen Partikel, die den Verschleiß bewirken. Kunzelmann (1996) erklärte den Zusammenhang zwischen der Größe der Füller und der Abrasivpartikel wie folgt. Wenn die Partikel kleiner als die Füllkörper sind, werden sie zusammen mit ihnen abgetragen, da sie sich in die Matrix einlagern. Nur bei annähernd gleicher Größe besteht ein wirksamer Verschleißschutz („matrix protection“-Hypothese).

Tetric Evo Ceram

Das Nano-Hybrid-Komposit Tetric Evo Ceram bewährt sich seit über zehn Jahren im klinischen Gebrauch und kann daher als Referenz für klinisch akzeptablen Verschleiß angesehen werden. Tetric Evo Ceram schniedete im Zwei-Körper-Verschleiß signifikant schlechter ab als vergleichbare Nano-Hybrid-Komposite wie Ceram X oder Nanofüller Komposite wie Filtek XTE Supreme. Auch Schmage et al. (2009) fand, dass Tetric Evo Ceram im Vergleich zu höher gefüllten Kompositen schlechter abschneidet, jedoch ein akzeptables Verschleißverhalten aufweist. Die Arbeitsgruppe bemerkte auch, dass nicht nur Füllkörpergehalt, sondern auch die Füllkörpergröße sowie die Silanisierung einen Anteil am Verschleißwiderstand haben. Im Drei-Körper-Verschleiß hingegen weist das Material einen der besten Verschleißwerte auf,

die Partikelgröße und der Füllkörpergehalt bieten eine adequate Resistenz gegen die Abrasionskraft des Zwischenmediums. Die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit bestätigen also die Tauglichkeit des Produkts als klinisch akzeptablen Werkstoff.

Bulk Fill Komposite (Tetric Evo Ceram Bulk Fill, Venus Bulk Fill, Filtek Bulk Fill)

Im Zwei-Körper-Verschleiß zeigten die Materialien Tetric Evo Ceram Bulk Fill und Venus Bulk Fill eine relativ hohe Streuung der Werte. Lediglich Filtek Bulk Fill zeichnet sich durch gute Verschleißwerte und eine geringe Streuung aus. Im Drei-Körper-Verschleiß werden die Unterschiede deutlich geringer. Die Verschleißwerte fast aller getesteten Komposite gleichen sich an. Venus Bulk Fill zeigt in beiden Versuchsgruppen eine homogene Oberfläche sowie relativ konstante Werte. Filtek Bulk Fill weist unter den getesteten Bulk Fill Materialien den höchsten Fülleranteil auf, der Verschleiß ist im Zwei-Körper-Verschleiß am geringsten, auch ist die deutliche Ausbildung von Tribofilm auf der Oberfläche zu erkennen. Leider gibt es zum derzeitigen Standpunkt keine vergleichbaren Studien bezüglich des Verschleißverhaltens der Bulk Fill Materialien.

Nano und Nano-Hybrid-Komposite

Die beiden Nano-Komposite Harvard Ultrafill und Filtek XTE Supreme zeigten im Zwei-Körper-Verschleiß gleich nach Durafill und Venus Diamond die besten Verschleißwerte sowie Streuungen $<2,5\%$ des Variationskoeffizienten. Dies ist zu erwarten, da der hohe Anteil an Nanofüllern und der dadurch entstehende enge Raum zwischen den Partikeln für eine homogene Oberfläche sorgen. Dies begünstigt die Ausbildung eines dünnen Tribofilms und schützt zugleich die Matrixanteile. In Studien, die mit einem Zwei-Körper-Verschleiß-Aufbau arbeiteten, zeigte sich eine signifikant bessere Verschleißresistenz mit Zunahme des Fülleranteils (Manhart et al.

2000; Mandikos et al. 2001). In Bezug auf die bereits erwähnte „matrix protection“ Hypothese (Kunzelmann 1996), muss statt von einer erhöhten Verschleißresistenz, von einer fehlenden Verschleißneigung ausgegangen werden. Da sich im Komposit keine großen Partikel befinden, die für tiefe Kratzer auf der Oberfläche sorgen, führen die kleinen Partikel lediglich zu flachen Kratzern und einer daraus resultierenden fehlenden Verschleißneigung. Im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch zeigten sich in REM-Aufnahmen deutlich mehr Risse, bei Harvard Ultrafill sogar kraterartige Ermüdungserscheinungen des Materials.

In einer Drei-Körper-Verschleiß-Studie fanden Yesil et al. (2008) ebenfalls keine Anzeichen dafür, dass Nanofüllerkomposite bessere Verschleißwerte aufweisen als Mikrofüller. Stober et al. (2010) verglichen Nano-Komposite mit ungefüllten und gefüllten Hybrid Kompositen. Als Referenzen dienten Keramik und natürlicher Schmelz in einem Drei-Körper-Verschleiß-Aufbau in der ACTA-Maschine. Sie fanden keine Verbesserung des Verschleißverhaltens bei der Verwendung von Nano-Füllkörpern.

Generell scheinen Nano-Komposite leicht verbesserte Verschleißraten im Zwei-Körper-Verschleiß zu erzielen als konventionelle Hybrid-Komposite. De facto schneiden sie nur augenscheinlich besser ab, da die Verschleißpartikel selbst klein und rund sind und daher einen geringen Abrieb am Prüfkörper verursachen. Eine Erklärung dafür liefert Axen (1994) mit der Erklärung, dass je größer der Unterschied zwischen der Verschleißresistenz der einzelnen Matrix- und Füllkörperphasen ist, desto größer die gesamte Verschleißneigung des Materials resultiert. Im Fall der Nano-Komposite ist dieser Unterschied eben sehr gering.

Bestätigung findet sich bei Turssi et al. (2005), welche ebenfalls eine Korrelation zwischen Füllgröße und Verschleißresistenz bei jedoch gleichbleibendem Füllervolumen feststellten. Sphärische Füllkörper scheinen hingegen schlechter abzuschneiden als unregelmäßig geformte Füller. Vermutlich, da sie schlechter in der Matrix verankert sind, und splitterförmige Füllkörper eine größere aktive Oberfläche

besitzen, mit der sie eine mechanische Bindung eingehen können. Ein signifikanter Unterschied zwischen dem Material Ceram X, das sphärische Füllkörper aufweist, und den anderen Nano-Hybrid-Kompositen konnte nicht festgestellt werden. Allerdings sind die Fülleranteile der verglichenen Komposite auch zu unterschiedlich, um nur den Aspekt der Füllerform als ausschlaggebend heranzuziehen.

Zu vergleichbaren Ergebnissen im Verschleißverhalten von Nano-Kompositen kamen mehrere klinische Studien, die über einen Zeitraum von fünf (Cetin et al. 2013; Palaniappan et al. 2011) bzw. drei Jahren (Palaniappan 2010) durchgeführt wurden. Im Vergleich mit Micro-Kompositen konnten keine signifikanten Unterschiede im Verschleißverhalten festgestellt werden, auch wenn die Ergebnisse der Studien weder untereinander noch mit der vorliegenden Arbeit einfach verglichen werden können. Palaniappan et al. (2011) und (2010) verwendete in beiden Studien Gipsmodelle, die anschließend ebenfalls in einem Laserscanner abgetastet wurden. Das Abformen der Zahnreihen mit den Probenzähnen sowie anschließendes Abtasten der Gipsmodelle birgt eine Reihe von Fehlerquellen, die aber zu vernachlässigen sind, wenn sie mit Sorgfalt durchgeführt werden.

Venus Diamond zeigte höchst signifikant bessere Verschleißwerte. Im Drei-Körper-Verschleiß änderten sich diese Ergebnisse. Hier zeigte sich kein signifikant besserer Verschleißwert außer zu den „Flowables“. In einer Untersuchung mit dem CW3-1 Kausimulator (Han et al. 2014) unter Verwendung von Fluoridpulver (Mohs-Härte 4, Partikelgröße 110-120 grit) als Zwischenmedium kamen die Autoren zu einem anderen Ergebnis. Hier verhält sich Venus Diamond auch im Drei-Körper-Verschleiß besser als vergleichbare Nano-Hybrid-Komposite (Ceram, TeEvCeBf), allerdings nicht signifikant besser als Komposite mit vergleichbarem Füllergehalt. Hier ist von Bedeutung, dass Tribologie eine Systemeigenschaft und keine Materialeigenschaft darstellt und kein Versuchsaufbau mit einander verglichen werden kann.

Ceram X zeigte in anderen Untersuchungen schlechtere Abrasionswerte im Drei-Körper-Verschleiß als reine Nano-Komposite. Rzanny et al. (2010) fanden bei der Untersuchung der Parameter Biegefestigkeit, E-Modul, sowie Abrasionsfestigkeit einen deutlich schlechteren Abrasionswert für Ceram X als für vergleichbare Nano-Hybrid-Komposite. Sie verwendeten dafür eine ACTA-Maschine mit hydriertem Silica als Zwischenmedium, als auch die 3-Medien-Abrasionsmaschine (Willytec, Pürgen, GER). Dies ist ungewöhnlich, da vermehrt Nahrungsbestandteile oder PMMA-Kugeln Anwendung finden. Die Besonderheit dieses Mediums ist die Größe der Quarzpartikel, wie sie normalerweise in Zahnpasta Anwendung finden. Turssi et al. (2006) kamen bei Untersuchungen mit dem OHSU zu signifikant schlechteren Abrasionswerten von Ceram X zu vergleichbaren Materialien. Es muss in diesem Kontext darauf hingewiesen werden, dass das Produkt Ceram X in vielen Varianten existiert und in den letzten Jahren immer wieder verändert wurde. Allerdings zeigte Ceram X in dieser Untersuchung im Drei-Körper-Verschleiß vergleichbar gute Abrasionswerte wie andere Nano-Hybrid- und Mikrofüllerkomposite. Im Zwei-Körper-Verschleiß hingegen ist der Abrieb deutlich stärker. Dies kann auf die Füllercluster zurückzuführen sein, die auch in den REM-Aufnahmen zu sehen sind und für erhöhte Verschleißwerte sorgen könnten.

Vergleich zu ACTA-Daten

Um die Effektivität der neuartigen Drei-Körper-Verschleiß Methode mit einer bereits etablierten Methode vergleichen zu können, wurden mit zehn der vorliegenden Materialien ein Versuch mit der ACTA-Maschine der Poliklinik für Zahnerhaltung der LMU München durchgeführt. Die Daten wurden analog zu diesem Versuchsaufbau verarbeitet. Da ein ACTA-Rad 20 Fächer besitzt wurden zehn Materialien je zwei Mal getestet, da eine relativ hohe Abrasivmedien-Streuung trotz des hohen Standardisierungsaufwands besteht. Die Ergebnisse sind in Tabelle zusammengefasst.

Komposit	ACTA (Mittelwert in μm)	Drei-Körper- Verschleiß Gemini (Mittelwert in μm)
Venus BF	100	310
SDR	105	480
Tetric Evo Flow	107	380
Tetric Evo Flow BF	90	420
Tetric Evo Ceram	70	280
Tetric Evo Ceram BF	75	250
Ceram X	85	280
Filtek BF	50	300
Venus Diamond	80	280
Filtek XTE	60	300

Tabelle 4: Tabelle 5 ACTA Verschleißsimulation Mittelwerte im Vergleich mit Gemini Kausimulator Mittelwerten

Auffallend sind die erhöhten Verschleißwerte zwischen den beiden Versuchsaufbauten. Die Verschleißwerte des Gemini sind um den Faktor drei bis fünf erhöht, womit sich ein durchweg höherer Verschleiß der Komposite in diesem Kausimulator ergibt. Die Reihenfolge nach Höhe des Verschleißes hingegen ist leicht verändert. Die Flowables schneiden aber auch im ACTA Versuch durchweg schlechter ab als die anderen Komposite. Bis auf Venus Bulk Fill sind die Werte der anderen Komposite zwischen den Studien in einem ähnlichen Verhältnis. Trotz der unzureichenden Vergleichbarkeit zwischen Kausimulatoren, gibt es zwischen den beiden Systemen einen gravierenden Unterschied. Die ACTA Maschine verwendet eine niedrigere Last, bedingt durch die Federkraft und die größere Kontaktfläche. Im Gemini Kausimulator besteht durch die Kugel und die voreingestellte Kraft eine hohe initiale Last.

Schlussfolgerung

Komposite mit größeren Füllkörpern bei ähnlichen Füllkörpergehalten zeigen im Zwei-Körper-Verschleiß die höchsten Abrasionswerte. Im Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch überwiegen Attrition als Verschleißparameter, die Ausbildung des Tribofilms wird durch die abgeriebenen Partikel, vor allem herausgerissene Füllkörper begünstigt. Mikro- und Nano-Füller-Komposite zeigen daher den geringsten Verschleiß. Dies steht in Korrelation mit vielen anderen Untersuchungen, Zum Gahr (1987) beschrieb schon, dass ein Anteil von 10% großer Füllkörper 90% der Last tragen.

Im Drei-Körper-Verschleiß hingegen verändert sich das Bild deutlich. Hier weisen Komposite mit kleineren Füllkörpern deutlich schlechtere Werte auf, als die anderen Komposite. Das Zwischenmedium, vermutlich die Phytolithen, hat hier nicht nur für einen höheren generellen Verschleiß gesorgt, sondern auch den Tribofilm eliminiert und so eine womöglich reellere Kausimulation ermöglicht. Die Verwendung des ACTA-Gemisches um der Ausbildung des Tribofilms entgegen zu wirken, scheint von Bedeutung bei der Beurteilung des Verschleißverhaltens von Kompositen im Kausimulator zu sein.

Zusammenfassung

In der vorliegenden In-Vitro-Studie wurde mit Kausimulatoren das Verschleißverhalten von 13 kommerziell verfügbaren dentalen Kompositen getestet. Dies geschah in zwei identischen Kausimulatoren des Typs Gemini, der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München. Jeder Kausimulator besteht aus vier Kammern, die mit hoher Reproduzierbarkeit Komposite im Zwei-Körper- sowie im Drei-Körper-Verschleiß testen können. Die Kausimulatoren können für beide Varianten umgerüstet werden. Da in vielen Studien oft nur einer der beiden Verschleißarten getestet werden kann, ist die Möglichkeit von direktem Vergleich von großem Interesse.

Die Komposite wurden in Probenträger gefüllt, plan geschliffen und im Kausimulator 50.000 Zyklen mit Zwischenschritten unterzogen. Im Zwei-Körper-Verschleiß geschieht dies mit Wasser als Medium. In der zweiten Versuchsvariante wurde ein Hirse-Wasser-Gemisch als Medium verwendet, um Drei-Körper-Verschleiß zu simulieren. Die getesteten Komposite unterschieden sich in der Zusammensetzung der Füllkörper (Hybrid, Nano-Hybrid, Mikro und Nano), sowie der Füllermenge (Flowable und Bulk Fill). Die Proben wurden nach den Durchgängen im Kausimulator mit einem Laserscanner abgetastet und die Differenz zwischen Probenoberfläche und Probenboden als Verschleiß ausgewertet. Die zweifaktorielle Varianzanalyse für die Faktoren Material und Verschleißsimulation (2-K- vs. 3-K-Verschleiß) konnte sowohl für den Faktor Verschleißsimulation ($P < 2,2e-16$) als auch für den Faktor Material ($P < 2,2e-16$) höchst signifikante Unterschiede bestimmen.

Im Zwei-Körper-Verschleiß schnitten Nano und Mikrofüller-Komposite am besten ab. Rasterelektronenmikroskop Auswertungen zeigten eine Bildung von Tribofilm, eine Schicht von abgeriebenen Partikeln auf der Oberfläche, die die Probe vor weiterem Verschleiß schützen. Im Drei-Körper-Verschleiß waren die Verschleißunterschiede zwischen den Kompositen deutlich geringer. Außer den

Flowables zeigten alle Materialien ähnliche Verschleißwerte. Im Rasterelektronenmikroskop war die Oberfläche frei von Tribofilm, das Medium hatte die Ausbildung verhindert.

Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass eine Vielzahl von In-Vitro-Testverfahren überdacht werden müssen, da im öfters verwendeten Zwei-Körper-Verschleiß-Versuch Komposite mit kleineren Füllkörpern besser abzuschneiden scheinen als Komposite mit größeren Füllkörpern. Im Drei-Körper-Verschleiß-Versuch, in dem die Nahrungssimulation auftretende Tribofilme eliminiert, zeigten sich keine signifikanten Unterschiede mehr. Durch die Verwendung des vorliegenden Versuchsaufbaus kann die Problematik der Tribofilmbildung und der damit verbundenen „matrix protection“ verhindert werden. Die Zusammensetzung der Komposite bezüglich Füllergehalt und Füllergröße könnte daher eine geringere Rolle bei der Entwicklung neuartiger Komposite einnehmen als bisher angenommen.

Literaturverzeichnis

Asmussen E (1975). NMR-analysis of monomers in restorative resins.

Acta Odontologica Scandinavica 33:129–134.

Axen, N., Jacobsen, S.(1994): A model for the adrasive wear restistance of multiphase materials. *Wear* 174, 187

Barkmeier WW, Latta MA, Erickson RL, Wilwerding TM (2008). Wear simulation of resin composites and the relationship to clinical wear.

Operative Dentistry 33:177–182.

Bayne SC, Taylor DF, Heymann HO (1992). Protection hypothesis for composite wear. *Dental Materials* 8:305–309.

Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Stamatiades P, Wilkerson M (1998). A characterization of first-generation flowable composites. *The Journal of the American Dental Association* 129:567-577.

Bowen RL (1963). Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *The Journal of the American Dental Association* 66:57–64.

Bowen RL (1979). Compatibility of Various Materials with Oral Tissues. I: The Components in Composite Restorations. *J Dent Res* 58:1493–1503.

Büttinghaus F (2004). Dreikörperverschleiß und Oberflächenermüdung von Kompositfüllungswerkstoffen.

Cetin AR, Unlu N, Cobanoglu N (2013). A five-year clinical evaluation of direct nanofilled and indirect composite resin restorations in posterior teeth. *Operative Dentistry* 38:E1-11.

Condon JR, Ferracane JL (1996). Evaluation of composite wear with a new multi mode oral wear simulator. *Dental Materials* 12:218–226.

Condon JR, Ferracane JL (1997). In vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. *J Dent Res* 76:1405–1411.

Czasch P, Ilie N (2012). In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest* 17:227-235.

Dahl B, Carlsson Gea (1993). Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 51:299–311.

De Gee, A. J. de (1996). Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials* 17:1327–1332.

De Gee, A. J. de, Pallav P (1994). Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *Journal of dentistry* 22:S21-S27.

De Gee, A.J. Pallav, P. et al. (1986). Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress bearing Composites and Amalgam in vitro. *J Dent Res* 65:654–658.

DeLong RDW (1983). Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res* 62:32–36.

DeLong R, Douglas WH (1991). An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 38:339–345.

DeLong R, Douglas WH, Sakaguchi RL, Pintado MR (1986). The wear of dental porcelain in an artificial mouth. *Dental Materials* 2:214–219.

DeLong R, Sakaguchi R, Douglas WH (1985). The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials* 1:238–242.

Deters L, Fischer Aea (2002). GfT Arbeitsblatt 7 Tribologie.

Dombrowsky ME (2006). Vergleichende werkstoffkundliche Untersuchung von stopfbaren und fließfähigen Kompositmaterialien mit zwei handelsüblichen Hybridkompositen.

Douglas WH, Sakaguchi RL, DeLong R (1985). Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dental Materials* 1:115–119.

Engelhardt F, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M (2016). Comparison of flowable bulk fill and flowable resin-based composites: an in vitro analysis. *Clinical oral investigations*.

Ferracane JL (2006). Is the wear of dental composites still a clinical concern? Is there still a need for in vitro wear simulating devices? *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 22:689–692.

Ferracane JL (2011). Resin composite—State of the art. *Dental Materials* 27:29–38.

Graf K, Johnson Gea (2002). The Influence of Dental Alloys on Three-Body Wear of Human Enamel and Dentin in an Inlay-Like Situation. *Operative Dentistry* 27:167–174.

Gügel, I. L. et al. (2001). Simulation of dental microwear: Characteristic traces by opal phytoliths give clues to ancient human dietary behavior. *American journal of physical anthropology* 114:124–138.

Han J-m, Zhang H, Choe H-S, Lin H, Zheng G, Hong G (2014). Abrasive wear and surface roughness of contemporary dental composite resin. *Dent. Mater. J.* 33:725–732.

Heintze SD (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials* 22:712–734.

Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M (2012). Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dental Materials* 28:961–973.

Heintze SD, Zellweger G, Cavalleri A, Ferracane JL (2006). Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. *Dental Materials* 22:166–175.

Hengchang, X (1990). Wear of composite resin in vitro: a testing machine with rubber plate. Preliminary results. *J Oral Rehabil* 17 (1): 107-115

Hickel R (2012). Neueste Komposite – viele Behauptungen. Was ist für die Praxis wichtig, welche Fehler passieren am häufigsten? *Bayerisches Zahnärzteblatt*:50–53.

Hickel R, et al (2005). Direkte Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich.

Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 60.

Jaarda Mea (1997). A regression analysis of filler particle content to predict composite wear. *The journal of prosthetic dentistry*:57–67.

Kasper T (2010). SDR – die Zukunft in der Adhäsivtechnik? *Zahn Prax.* 13:100–107.

Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ (2012). Two- and three-body wear of composite resins. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 28:1261–1270.

Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, KANEHIRA M, FINGER WJ (2014). Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 29:508–516.

Krejci I, Albert P, Lutz F (1999). The Influence of Antagonist Standardization on Wear. *Journal of Dental Research* 78:713–719.

Krejci I, Albertoni M, Lutz F (1990). In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Zahnbürsten-/Zanpastaabrasion und chemische Degradation. *SchweizMonatsschrZahnmed* 100:1164–1168.

Krejci I, et al. (1990). In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Computergesteuerter Kausimulator. *SchweizMonatsschrZahnmed* 100:953–960.

Krejci I, Lutz F (1990). In-Vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *SchweizMonatsschrZahnmed* 100:1445–1449.

Krejci I, Lutz F (1992). Effect of Contact Area Size on Enamel and Composite Wear. *J Dent Res* 71:1413–1416.

Kunzelmann KH (1996). Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro.

Kunzelmann KH, Hickel R (2001). Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen. Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. *Die Adhäsivtechnologie*:46–68.

Kunzelmann KH, persönliche Mitteilung (2018)

Lambrechts P, DEBELS E, van Landuyt K, PEUMANS M, van Meerbeek B (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials* 22:693–701.

Lazaridou D, Belli R, Petschelt A, Lohbauer U (2015). Are resin composites suitable replacements for amalgam? A study of two-body wear. *Clinical oral investigations* 19:1485–1492.

Leinfelder KF (1987). Wear patterns and rates of posterior composite resins. *International Dental Journal* (37):152–157.

Lutz F (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Fixed Prosthodontics Operative Dentistry* 50.

Lutz F (1984). In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites. *J Dent Res* 6.

Lutz F, Krejci I, et al. (1992). Chewing Pressure vs. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *J Dent Res* 71:1525–1529.

Lutz F, Phillips R (1983). A classification and evaluation of composite resin systems. *Operative Dentistry* 50.

Maier, H (1994). Entwicklung einer Computergesteuerten Versuchsanordnung zur Abriebsimulation dentaler Werkstoffe

Mair LH (1992). Wear in dentistry-current terminology. *Journal of dentistry* 20:140144.

Mair M (2002). Nahrungsverschleiß im Kausimulator.

Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH (1996). Wear. Mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *Journal of dentistry* 24:141–148.

Mandikos MN, McGivney GP, Davis E, Bush PJ, Carter JM (2001). A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *The journal of prosthetic dentistry* 85:386–395.

Manhart J (2004). Möglichkeiten neuartiger Komposite. *Bayerisches Zahnärzteblatt*:40–42.

Manhart J (2013). Nanohybridkomposite im Seitenzahnbereich. Funktionale und ästhetische Alternative zu metallischen Restaurationen. *Stomatologie* (7-8).

Manhart J, Hickel R (2014). «Bulk fill»-Komposite. Neuartige Einsatztechnik von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Swiss Dental Journal* (124).

Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen HY, Hickel R (2000). Mechanical properties of new composite restorative materials. *J. Biomed. Mater. Res.* 53:353–361.

McCabe, J.F., Smith, B.H.(1981): A Method for Measuring the Wear of Restorative Materials in vitro. *Br Dent J* 6, 123

McKinney, J.E., Wu W (1982). Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. *J Dent Res* 61, 1083

McKinney, J.E., Wu, W.(1985) Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 64, 1326.

Michel H (2006). Dentale Erosionen. *ZWR* 115:17–24.

Nimri GE (2015). Wear mechanisms and wear investigations of dental materials; a review of the literature. *Archives of Oral and Dental Research* 2.

Noack MJ (2013). Wirtschaftliche Füllungstechnik. Warum und womit? *ZWR* 122.

Palaniappan S, Bharadwaj D, Mattar DL, Peumans M, van Meerbeek B, Lambrechts P (2011). Nanofilled and microhybrid composite restorations: Five-year clinical wear performances. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 27:692–700.

Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, van Meerbeek B, Lambrechts P (2010). Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clinical oral investigations* 14:441–458.

Pallav P, Gee AJ de, et al. (1989). The Influence of Admixing Microfiller to Small particle Composite Resin on Wear, Tensile Strength, Hardness, and Surface Roughness. *J Dent Res* 68:489–490.

Peutzfeldt A (1997). Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* (105):97–116.

Powell J.M. et al. (1975). In Vitro wear response of composite Resin, Amalgam and Enamel. *Journal of dental research*, Vol 54, No. 6

Reich SM, Petschelt A, Wichmann M, Frankenberger R (2004). Mechanical properties and three-body wear of veneering composites and their matrices. *J. Biomed. Mater. Res.* 69A:65–69.

Roulet, J.F. (1976) Die Abrasion von Komposits. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 86, 413

Roulet, J.F. Degradation of dental polymers (1987). Basel, Switzerland; Karger

Ruben JL, Roeters F, Montagner AF, Huysmans M (2014). A multifunctional device to simulate oral ageing. The “Rub&Roll”. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 30:75–82.

Ruyter IE (1987). Composites for use in posterior teeth: Composition and conversion. *Journal of Biomedical Materials Research* (21):11–23.

Ruyter IE, Sjøvik IJ (1981). Composition of Dental Resin and Composite Materials. *Acta Odontologica Scandinavica* 39:133–146.

Rzanny A, Göbel R, Küpper H (2010). Ein methacrylatfreies Seitenzahnkomposit im werkstoffkundlichen Vergleich mit Nano-, Nanohybrid- und Hybridkompositen. *ZWR* 119:406–414.

Sakaguchi R, Douglas WH, DeLong R (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials* 2:235–240.

Scheufele PP (2000). Einfluß experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite.

Schmage P, Nergiz I, Sito F, Platzer U, Rosentritt M (2009). Wear and hardness of different core build-up materials. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 91:71–79.

Stober T, Henninger M, Schmitter M, Pritsch M, Rammelsberg P (2010). Three body wear of resin denture teeth with and without nanofillers. *The journal of prosthetic dentistry* 103:108–117.

Sunnegardh-Grönberg K, Peutzfeldt A, van Dijken JWV. (2002). Hardness and in vitro wear of a novel ceramic restorative cement. *Eur J Oral Sci* (110):175–178.

Teaford M, Glander KE (1991). Dental microwear in live, wild-trapped *Alouatta palliata* from Costa Rica. *American Journal of Physical Anthropology* 85:313–319.

Turssi CP, Ferracane JL, Vogel K (2005). Filler features and their effects on wear and degree of conversion of particulate dental resin composites. *Biomaterials* 26:4932–4937.

Turssi CP, Ferracane JL, Ferracane LL (2006). Wear and fatigue behavior of nano structured dental resin composites. *Journal of biomedical materials research. Part B, Applied biomaterials* 78:196–203.

Ungar PA (1995). Dust accumulation in the canopy: A potential cause of dental microwear in primates. *American Journal of physical anthropology* 97:93–99.

Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis JP, Vanherle G (1992). A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dental Materials* 8:310–319.

Wu W, McKinney JE (1982) Influence of Chemicals on Wear of dental composites. *J Dent Res* 61(10): 1180-1183

Yesil ZD, Alapati S, Johnston W, Seghi RR (2008). Evaluation of the wear resistance of new nanocomposite resin restorative materials. *The journal of prosthetic dentistry* 99:435–443.

Zorzin J, Maier E, Harre S, Fey T, Belli R, Lohbauer U et al. (2015). Bulk-fill resin composites: polymerization properties and extended light curing. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials* 31:293–301.

Zum Gahr K-H (1987). Microstructure and wear of materials. Amsterdam: Elsevier.

Danksagung

Zuallererst möchte ich meinem Betreuer Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann für die hervorragende und intensive Betreuung der vorliegenden Dissertation danken. Er hat mich bei der Arbeit stets mit viel Elan und Begeisterung unterstützt. Auch hat er mich schon während meines Studiums dazu angeregt, das Gelernte stets zu hinterfragen.

Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel bin ich als Direktor der Klinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München, für die Bereitstellung aller Geräte und Materialien, zu Dank verpflichtet.

Des Weiteren möchte ich mich bei Frau Eva Köbele und Frau Gisela Dachs für die Hilfe bei der Einweisung, des Erstellens von Fotos und als anregende Gesprächspartner ganz herzlich bedanken. Die Bilder aus dem Abschnitt Material und Methode haben mir die beiden Damen freundlicherweise zur Verfügung gestellt.

Mein Dank gilt außerdem Herrn Thomas Obermeier für die Hilfe bei Problemen mit der Auswertungssoftware. Auch Herrn Georg Hiebl möchte ich an dieser Stelle dafür danken, mir bei Fragen zu den Kausimulatoren jede erdenkliche Hilfe zu Teil werden zu lassen. Frau Dr. Indra Nyamaa möchte ich für ihre kollegiale und tatkräftige Unterstützung bei der Etablierung der Methode danken.

Ganz besonders möchte ich jedoch meinen Eltern danken. Meiner Mutter, die immer dafür gesorgt hat, dass ich unbeirrt meinen Weg gegangen bin. Meinem Vater dafür, dass er mir immer ein perfekter Gesprächspartner und Motivator war, wenn ich an der Realität zu verzweifeln drohte. Eine bessere Unterstützung kann ich mir nicht wünschen. Ich möchte außerdem meinem Freund Konstantin Tsekos danken, ohne ihn wäre weder mein Studium noch diese Arbeit so gut zu bewältigen gewesen.

Komposit	Tetric Evo Ceram	Tetric Evo Ceram Bulk Fill	Tetric Evo Flow	Tetric Evo Flow Bulk Fill	SDR	Ceram X
Hersteller	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent	Ivoclar Vivadent	Dentsply	Dentsply
Charge	U23115	U17294	U26274	U33056	1508000518	150800838,150700 1060,1507000529,1 508000617,150800 0838
Matrix	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA	Bis-GMA, UDMA Decandioldimetha crylat	Bis-GMA, UDMA Decandioldimetha crylat	UDMA, Dimethacrylat	<i>Polyurethanmetha crylat, BisGMA, TEGDMA</i>
Füllkörper	Bariumglas füller, Präpolymerisate	Bariumglas füller, Präpolymerisate	Bariumglasfüller, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Siliziumdioxid, Präpolymer	Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid und Copolymer	Barium-und Strontium- aluminofluorosilikat -Glas	Sphere-TEC- Füllkörper,Bariumgl as und Ytterbiumflourid.
Mittlere Füllkörper- größe µm	0,55	0,55	0,55	5	4,2	15, Einzelpartikel <1
Polymerisations schrumpfung Vol%	1,6	1,96	2,3	k.a.	3,5	2,30%
Vickershärte	58	62	32	32	k.a.	60 VH5 10s
Vol % FK	53	54	30,7	46,4	45	61
Gew.% FK	76	77	57,5	68	68	79
Klassifikation	Hybrid	Hybrid Bulk Fill	Fließfähiges -Hybrid	Fließfähiges Hybrid Bulk Fill	Fließfähiges Bulkfill	Nano-Hybrid,

Komposit	Venus Diamond	Venus Bulk Fill	Durafill VS	Harvard Premium Fill	Harvard Ultra Fill	Filtek XTE Supreme	Filtek Bulk Fill
Hersteller	Heraeus Kulzer	Heraeus Kulzer	Heraeus Kulzer	Harvard	Harvard	3M Espe	3M Espe
Charge	010060L	10109	010226A	91510570	5602544	N720848	N647360
Matrix	TCD-DI-HEA und UDMA	UDMA, EBADMA	BisGMA / TEGDMA und UDMA	UDMA	Dimethacrylatbasierte Harze	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, PEGDMA und Bis-EMA	ERGP-DMA, Diurethan-DMA und 1, 12-Dodecan-DMA
Füllkörper	Barium Aluminium Fluorid-Glas	Barium Aluminium Fluorid-Glas	Siliciumdioxid und Präpolymerisate (Splitterpolymerisat)	k.a.	Siliciumdioxid und präpolymerisierte Harze	Zirkonium-/Silizium-Clustern sowie nicht aggregierten Siliziumfüllern und nicht aggregierten Zirkoniumfüllern	Siliziumdioxid- und Zirkoniumoxid-Füllkörper (aggregiert)-Ytterbiumtrifluorid-Füllkörper
Mittlere Füllkörpergröße µm	5nm bis 20µm	2,5	0,045 und 20	<1,0	<0,2	Cluster 0,6-1,4µm Einzelpartikel 5-20nm	0,08
Polymerisations-schrumpfung Vol%	k.a.	k.a.	2,00%	k.a.	k.a.	2,50%	1,70%
Vickershärte	k.a.	k.a.	k.a.	k.a.	k.a.	k.a.	k.a.
Vol % FK	64	38	66	74	76	63,3	58,4
Gew.% FK	k.a.	65	k.a.	82	80	78,5	76,5
Klassifikation	Nano-Hybrid	Nano-Hybrid BF	Mikrofüller	Nano	Nano	Nano	Nano-HybridBulkfill

Eidesstattliche Versicherung

Ich, Alexander Bock, erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema: „Dentale Komposite im Kausimulator. Eine neue Methode der Drei-Körper-Verschleiß-Simulation“ selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München den 13.05.2019

Ort, Datum

Alexander Bock

Unterschrift